

***Quantifizierung des menschlichen Fettgewebes für
die temperaturgestützte Todeszeitschätzung mit der
Finite-Elemente-Methode***

Dissertation

zur Erlangung des akademischen Grades

„doctor rerum naturalium“ (Dr. rer. nat.)

vorgelegt dem Rat der Fakultät für Biowissenschaften

der Friedrich-Schiller- Universität Jena

von Magister Sebastian Schenkl (M.A.)

geboren am 23.06.1986 in Jena

1. Gutachter

Name: Prof. Dr. Gita Mall
Institut: Universitätsklinikum Jena, Institut für Rechtsmedizin
Straße: Am Klinikum 1
Ort: Jena

2. Gutachter

Name: PD Dr. Jiri Adamec
Institut: Ludwigs Maximilians-Universität München, Institut für Rechtsmedizin
Straße: Nußbaumstraße 26
Ort: München

3. Gutachter

Name: PD Dr. Emanuel Andrada
Institut: Friedrich-Schiller-Universität Jena, Institut für Zoologie und Evolutionsforschung mit Phyletischem Museum
Straße: Erbertstraße 1
Ort: Jena

Datum der Disputation: 29.06.2020

Inhaltsverzeichnis

Inhaltsverzeichnis.....	3
Abkürzungsverzeichnis	6
1 Zusammenfassung.....	19
2 Abstract.....	22
3 Einleitung.....	24
3.1 Temperaturgestützte Todeszeitschätzung.....	25
3.1.1 Physiologische Mechanismen und deren Bedeutung für die Todeszeitbestimmung	27
3.1.2 Grundlegende thermodynamische Prozesse.....	28
3.1.3 State of the Art - Todeszeitschätzung auf Basis der Körperkerntemperatur.....	29
3.1.4 Abkühlungssimulation mittels Finte-Elemente-Methode	33
3.1.5 Das Finite-Element-Modell der Leichenabkühlung nach MALL	37
3.1.6 Dreikomponentenphantom	41
3.2 Das menschliche Fettgewebe aus biologisch-anthropologischer Sicht	44
3.2.1 Biologische und chemische Betrachtungen – anatomisch-physiologische Eigenschaften.....	44
3.2.2 Fettgewebe in der Anthropologie.....	48
3.2.3 Erfassung menschlicher Gewebetypen durch Computertomografie und CFES- Quantifizierung und -Quasi-Segmentierung	49
3.3 Motivation – Arbeitshypothesen	51
4 Material und Methoden.....	52
4.1 Experimentelle, anthropometrische Erfassung des Fettgewebes an Leichen	52
4.1.1 Untersuchungskollektiv.....	52
4.1.2 Qualitative und quantitative Datenerhebung an der menschlichen Leiche	55

4.1.3	Qualitative und quantitative Erhebung von Fettschichtdicken an CT-Schnittbildern.....	58
4.1.4	Statistische Auswertung der anthropometrischen Daten.....	59
4.2	Schätzung des abdominalen Fettgewebes durch das CT-basierte Quantifizierungs- und Quasi-Segmentierungsverfahren CFES.....	62
4.2.1	Computertomografie - Gerätedaten und Funktionsweise.....	62
4.2.2	Variation der CT-Geräteeinstellungen	64
4.2.3	Anatomische Referenzpunkte für die CT-Leichenuntersuchungen	69
4.3	Quantifizierung und Quasi-Segmentierung.....	70
4.3.1	Segmentierungsalgorithmus CFES	70
4.3.2	Fettquantifizierung und Quasi-Segmentierungsverfahren	71
4.3.3	Mathematischer Rahmen des CFES-Algorithmus	75
4.3.4	Der Wichtungsexponent α als Steuerungsgröße des CFES-Algorithmus.....	86
4.3.5	Parameter τ als Maß der Fett-Muskel-Trennbarkeit.....	87
4.3.6	CFES - Test am Dreikomponentenphantom	90
4.4	Finite-Elemente-Methode für die temperaturgestützte Todeszeitberechnung – Modellentwicklung.....	92
4.4.1	Modellindividualisierung des Standard-FE-Modells	97
4.4.2	FE-Individualisierungsstrategien	100
4.4.3	Schichtdickenorientierter Individualisierungsansatz (A).....	107
4.4.4	Der volumenorientierte Individualisierungsansatz (B)	111
5	Ergebnisse.....	117
5.1	Auswertung allgemeiner statistischer Parameter des Untersuchungskollektivs.....	117
5.2	Fettschichtdicken.....	119
5.2.1	Messungen am Leichenkollektiv.....	119
5.2.2	Vergleich der Messmethoden zur Fettquantifizierung	119

5.2.3	Statistische Zusammenhänge der anthropometrischen Parameter nach Messmethodengruppen	123
5.3	Auswertung der CT-basierten Daten	134
5.3.1	CT-Parameter	135
5.3.2	Ergebnisse der Quasi-Segmentierung mittels des CFES-Algorithmus	140
5.4	Temperaturgestützte Todeszeitschätzung mittels der Methode der Finiten Elemente	159
6	Diskussion.....	169
7	Fazit.....	185
8	Literaturverzeichnis	187
9	Anhang.....	196
	Abbildungsverzeichnis	215
	Tabellenverzeichnis.....	219
	Danksagung.....	223
	Publikationen und Präsentationen	224
	Eigenständigkeitserklärung	225

Abkürzungsverzeichnis

$\{a \in C \mid (a)\}$	Menge aller Elemente aus der Menge C , die die Eigenschaft u erfüllen
A	Vektor der Ansatzfunktionen eines FE-Modells
B	Matrix der räumlichen partiellen Ableitungen der Ansatzfunktionen eines FE-Modells
B0	Standard-FE-Modell nach Mall (2000)
B1XAI	FE-Modell nach schichtdickenorientierter Individualisierung 2.Stufe (durchgeführt nur für Fallbeispiel B1 mit Ω_1 und A_1)
B20A	FE-Modell generiert aus B20 durch Implementierung von räumlich über das ganze Modell konstanten Materialparameterwerten c , κ , ρ . Als Werte der Materialparameter wurden die Werte von Fett F verwendet.
B20B	FE-Modell generiert aus B20 durch Implementierung von räumlich über das ganze Modell konstanten Materialparameterwerten c , κ , ρ . Als Werte der Materialparameter wurden die Werte von Muskel M verwendet.
B20C	FE-Modell generiert aus B20 durch Implementierung von räumlich über das ganze Modell konstante Materialparameterwerte c , κ , ρ . Als Werte der Materialparameter wurden jeweils Konvexkombinationen der Werte für Fett F und für Muskel M verwendet.
Bi	Synthetisches Fall-Beispiel mit den aufgrund von ähnlichen Falldaten zugeordneten Komponenten: Abkühlkurve $T_M(t)$ aus der Datenbank des IRM und CT-Scan Ω_i aus dem Studienkollektiv.
Bi0	Aus B0 gewonnen: Standard-FE-Modell zu Ω_i durch Skalierung mittels k_1 , k_2

BiXA	FE-Modell nach schichtdickenorientierter Individualisierung 1. Stufe
BiXB	FE-Modell nach volumenorientierter Individualisierung
C	Anzahl der Elemente in der Menge C
c	Korrekturfaktor des MHH-Verfahrens zur TTS
CAD	Computer Aided Design
CFES	CT-histogram-based Fat Estimation and Quasi-Segmentation Algorithm
Cp	Spezifische Wärmekapazität
CT	Computertomographie
CT-A	CT-Messung Abdomen
CT-A-D-F	CT-Messung subkutanes Fettschichtdicke dorsale Körperseite auf Höhe 12. Rippe
CT-A-D-M	CT-Messung Schichtdicke Rumpfwandmuskulatur dorsale Körperseite auf Höhe 12. Rippe
CT-Ai	CT-Messung Abdomen an Messpunkt i
CT-A-V-F	CT-Messung subkutane Fettschichtdicke ventrale Körperseite auf Höhe 12. Rippe
CT-A-V-M	CT-Messung Schichtdicke Rumpfwandmuskulatur ventrale Körperseite auf Höhe 12. Rippe
CT-Hü-M	CT-Messung Hüftumfang - Manuelle Umfangbestimmung
CT-Hü-Mi	CT-Messung Hüftumfang - Manuelle Umfangbestimmung an Messstelle i

CT-M	Abdominale Muskel-Masse in CFES-Ausgabe
CT-SAT	CT basierte Massenschätzung subkutanes Fettgewebe Abdomen
CT-SAT-D	CT-Messung Subkutane Fettschichtdicke ohne Haut im L4/L5 Übergang - dorsal
CT-SAT-Di	CT-Messung Subkutane Fettschichtdicke ohne Haut im L4/L5 Übergang – dorsal, an Messpunkt i
CT-SAT-V	CT-Messung Subkutane Fettschichtdicke ohne Haut im L4/L5 Übergang – ventral
CT-SAT-Vi	CT-Messung Subkutane Fettschichtdicke ohne Haut im L4/L5 Übergang – ventral, an Messpunkt i
CT-SD	CT Sagittaler Durchmesser (Höhe L4/L5 Übergang)
CT-SDi	CT Sagittaler Durchmesser (Höhe L4/L5 Übergang) an Messpunkt i
CT-SP-D-F	CT-Messung subkutanes Fettschichtdicke dorsale Körperseite auf Höhe Symphysis pubis
CT-SP-D-M	CT-Messung Schichtdicke Rumpfwandmuskulatur dorsale Körperseite auf Höhe Symphysis pubis
CT-SP-V-F	CT-Messung subkutanes Fettschichtdicke ventrale Körperseite auf Höhe Symphysis pubis
CT-SP-V-M	CT-Messung Schichtdicke Rumpfwandmuskulatur ventrale Körperseite auf Höhe Symphysis pubis
CT-ST-D-F	CT-Messung subkutanes Fettschichtdicke dorsale Körperseite auf Höhe Sternumspitze
CT-ST-D-M	CT-Messung Schichtdicke Rumpfwandmuskulatur dorsale Körperseite auf Höhe Sternumspitze

CT-ST-V-F	CT-Messung subkutane Fettschichtdicke ventrale Körperseite auf Höhe Sternumspitze
CT-ST-V-M	CT-Messung Schichtdicke Rumpfwandmuskulatur ventrale Körperseite auf Höhe Sternumspitze
CT-Tl-M	CT-Messung Tallienumfang - Manuelle Umfangbestimmung
CT-Tl-Mi	CT-Messung Tallienumfang - Manuelle Umfangbestimmung an Messstelle i
CT-VAT	CT basierte Massenschätzung viszerales Fettgewebe im Abdomen
CT-Zahl / HU-Wert	Angabe der materialspezifischen Schwächung bei CT-Aufnahmen in Anlehnung an den linearen Schwächungskoeffizienten
$d(\omega, W_\alpha(\omega)^*)$	Anatomischer Fehler der CFES-Quasi-Segmentierung $W_\alpha(\omega)^*$ mit Parameterwert α für den CT-Slice ω
$D(\Omega, W_\alpha(\Omega)^*)$	Anatomische Fehlerrate des CT-Scans Ω bei CFES-Quasi-Segmentierung $W_\alpha(\Omega)^*$ mit Parameterwert α
$d_i(\omega, W_\alpha(\omega)^*)$	Anatomischer Fehler vom Typ i in der CFES-Quasi-Segmentierung $W_\alpha(\omega)^*$ mit Parameterwert α für den CT-Slice ω
$D_i(\Omega, W_\alpha(\Omega)^*)$	Anatomische Fehlerrate des Fehlertyps i bei CFES-Quasi-Segmentierung $W_\alpha(\Omega)^*$ mit Parameterwert α des CT-Scans Ω
dX, dY	x- und y-Ausdehnung des CT-Urbildes zu einem Pixel (vermerkt im DICOM-Header)
dZ	Slice-Dicke im CT (vermerkt im DICOM-Header)
ESNR	Erweitertes Signal-Rausch-Verhältnis bei der Trennung zweier Signale
E_Ξ	Erwartungswert der Grauwertverteilung f_Ξ

F	Fett- oder fettäquivalente Komponente von O
f	Grauwert-Wahrscheinlichkeitsverteilung eines CT-Slices ω
FBP	Gefilterte Rückprojektion
FE	Finite Elemente
FEM	Finite-Elemente-Methode
FE-M	Abdominale Muskelmasse im FE-Modell
FE-SAT	Abdominale subkutane Fettmasse im FE-Modell
FE-VAT	Abdominale viszerale Fettmasse im FE-Modell
F_α	Globale anatomische Fehlerrate des CFES Quasi-Segmentierungsergebnisses bei Wichtungsexponent α
$F_{\alpha,i}$	Globale anatomische Fehlerrate vom Fehlertyp i des CFES Quasi-Segmentierungsergebnisses bei Wichtungsexponent αD_P
f_Ξ	Grauwert-Wahrscheinlichkeitsverteilung der Komponente Ξ bei hypothetisch homogenem Urbild mit einziger Komponente Ξ
G	Menge $G = \{0, \dots, N-1\}$ der Grauwerte für CT-Scan Ω
h	Konvektionskoeffizient
$h(r)$	Räumliches Konvektionskoeffizientenfeld
$H(\Theta) = (h_g(\Theta))_{g \in G}$	Theoretisches Grauerthistogramm bei Parametervektorwert Θ
$H=H(\omega):=(h_g)_{g \in G}$	Grauerthistogramm des CT-Slices ω aus dem CT-Scan Ω des Objektes O
HF-A	Hautfalte Abdomen (Calipermessung)

$h_g = h_g(\omega)$	Häufigkeit des Grauwertes g im CT-Slice ω : $h_g(\omega) := \#\{ q \in Q \mid \omega_q = g \}$
Hü-M	Hüftumfang - Manuell
$h_{\Xi,g} = h_{\Xi,g}(\omega)$	Häufigkeit des Grauwertes g im CT-Slice ω : $h_{\Xi,g}(\omega) := \#\{ q \in Q \mid \omega_q = g, \Xi \text{ Urbild von } \omega_q \}$
$H_{\Xi} = H_{\Xi}(\omega)$	Partielles Grauerthistogramm $H_{\Xi}(\omega) := (h_{\Xi,g}(\omega))_{g \in G}$ des CT-Slices ω für Komponente Ξ in O
IRM	Institut für Rechtsmedizin am Universitätsklinikum der Friedrich-Schiller-Universität Jena
K	Knochen- oder knochenäquivalente Komponente von O
k_1	Skalierungsfaktor für die Körpergrößenanpassung des FE-Modells
k_2	Skalierungsfaktor für die Massenanpassung des FE-Modells
KL	Körperlänge
KVIST-VAT	$m_{VF,Kvist}^*$ für w = weiblich (Untergruppe Frauen: Formel 2), für m = männlich (Untergruppe Männer: Formel 1)
L	Länge des abkühlenden Körpers
m	Masse des abkühlenden Körpers oder Objektes
M	Muskel / Bindegewebe oder muskel-/ bindegewebeäquivalente Komponente von O
M_K	Strahlkollimierung = Zahl der zeitgleich erfassten Detektorzeilen
MHH	Todeszeitschätzungsverfahren nach Marshall und Hoare mit Parameterfestlegung nach Henßge
MRT	Magnetresonanztomographie

m_{SF} / m_{VF}	Aus einem CT-Scan gewonnener Quotient von SAT-Masse / VAT-Masse
m_{SF}^*	= CT-SAT
m_{VF}^*	= CT-VAT
$m_{VF,Kvist}^*$	Auf Kvist-Formeln basierende Schätzung der Masse des viszeralen Fettgewebes im Abdomen
m_{Ξ}	Masse der Komponente $\Xi = F, SF, VF, M, K$ des Objektes O
$m_{\Xi,i}$	Masse der Komponente $\Xi = F, SF, VF, M, K$ des Objektes O_i aus Bsp. B_i
$m_{\Xi,Y}^*$	Masse der Komponente $\Xi = F, SF, VF, M, K$ des Objektes O geschätzt mit Methode $Y \neq CFES$
$m_{\Xi,Y,i}^*$	Masse der Komponente $\Xi = F, SF, VF, M, K$ des Objektes O_i aus Bsp. B_i , geschätzt mit Methode $Y \neq CFES$
O	Im CT-Scan abgebildetes Objekt
p	Binäre Umgebungstemperatur-Variable des MHH-Verfahrens
P	Pitchfaktor
$p.m.$	Post mortem
$P_A(B)$	Menge der Pixel in A , die durch einen Pfad, der vollständig in A verläuft mit mindestens einem Pixel in B verbunden ist. Das Ergebnis des Region Growing Algorithmus des Keims B in A
$PMMA$	Polymethylmethacrylat
Q	Anzahl der Pixel in einem CT-Slice
Q_{CT}	Röhrenstrom im CT (Strom·Umdrehungszeit) [mAs]

q	Pixelkoordinaten aus CT-Slice ω mit $q = (r,s)$ mit $r = 1, \dots, R$ und $s = 1, \dots, S$
Q	Menge der Pixelkoordinaten im CT-Slice ω : $Q := \{1, \dots, R\} \times \{1, \dots, S\}$
$Q(r)$	Räumliches Feld der Wärmeleistung durch Nebenbedingungen des Abkühlungsprozesses
Q_X	Anzahl der Pixel vom Gewebetyp $X = F, M, K$ in einem CT-Slice
Q_{Ξ}	Menge der Pixelkoordinaten q im CT-Slice ω mit: Das volle Urbild von ω_q liegt in Ξ
r	Ortsvektor im dreidimensionalen Anschauungsraum
RE	Relativer Fehler $RE = (X-Y)/Y$ einer Größe X gegenüber einer Größe Y
r_M	Ortsvektor des Temperaturmesspunktes
$R_U(X,Y)$	Schätzwert des Korrelationskoeffizienten nach Bravais-Pearson zwischen den Variablen X und Y , geschätzt in der Untergruppe U des Kollektivs
S	Schichtdicke
SAT	Unterhaut-Fettgewebe (engl.: subcutaneous adipose tissue)
SAT/VAT	Quotient $SAT/VAT := m_{SF} / m_{VF}$
SF	Subkutanfett-Komponente (SAT) von O
SNR	Signal-Rausch-Verhältnis (engl. Signal to Noise Ratio)
S_{α}	Abstandsmaß S in Abhängigkeit von Parameter α zur Quantifizierung

	der Abweichung der Werte des empirischen Grauwertistogramms eines Slices von der theoretisch zu erwartenden Kurve des Grauwertistogramms des Slices.
$S_{\alpha}=S_{\alpha}(H, H(\Theta))$	Gewichteter kleinste Quadrate (WLS) - Abstand zwischen dem empirischen Histogramm H und dem theoretischen Histogramm $H(\Theta)$ bei Parametervektorwert Θ
S_{Ξ}	Standardabweichung der Grauwertverteilung f_{Ξ}
t	Zeit post mortem
$T^{\#}(r,t)$	FE-Approximation des Temperaturfeldes $T(r,t)$
$T(r,t)$	Temperaturfeld des abkühlenden Körpers als Funktion von Ort r und Zeit t
$T(t)=T(t,m)$	Modellkurve der Körperkerntemperatur bei der postmortalen Leichenabkühlung mit der Körpermasse m in der TTS als Funktion der Zeit t
$T(t,m \cdot c_N)$	Modellkurve des MHH-Verfahrens unter Standard-Bedingungen N_0 für einen abkühlenden Körper der Masse m c_N mit dem für die Nichtstandardbedingung N spezifischen Korrekturfaktor c_N
t^*	Schätzer der Zeit t post mortem als Ergebnis der TTS
t_0	Todeszeitpunkt
T_0	Kerntemperatur des abkühlenden Körpers zum Todeszeitpunkt
TI-M	Tallienumfang – Manuell
t_M	Messzeitpunkt
T_M	Gemessene Kerntemperatur zum Messzeitpunkt t_M , Körper:

	Rektalmessung, Phantom: Messung im Zentrum
$T_M(t)$	Gemessene Kerntemperatur, Körper: Rektalmessung, Phantom: Messung im Zentrum als Funktion der Zeit t
$T_N(t,m)$	Modellkurve des MHH-Verfahrens unter Nichtstandard-Bedingungen N für einen abkühlenden Körper der Masse m
T_S	Oberflächentemperatur des abkühlenden Körpers
TTS	Temperaturgestützte Todeszeitschätzung
T_U	Umgebungstemperatur
U	Röhrenspannung im CT [keV]
UKJ	Universitätsklinikum Jena
V	Volumen des Objektes O
VAT	Viszerales Fettgewebe (engl.: visceral adipose tissue)
VAT-M	gewogene Viszeralfett-Masse bei der Sektion
VF	Viszeralfett-Komponente (VAT) von O
V_i	Volumen des Objektes O_i von Beispiel B_i (in Bsp. B_i ist O_i ein Abdomen!)
V_{Ξ}	Volumen der Komponente $\Xi = F, SF, VF, M, K$ des Objektes O
$V_{\Xi,i}$	Volumen des Komponente $\Xi = F, SF, VF, M, K$ des Objektes O_i aus Bsp. B_i
$V_{\Xi,Y}^*$	Volumen der Komponente $\Xi = F, SF, VF, M, K$ des Objektes O geschätzt mit Methode $Y \neq CFES$
$V_{\Xi,Y,i}^*$	Volumen des Komponente $\Xi = F, SF, VF, M, K$ des Objektes O_i aus Bsp. B_i , geschätzt mit Methode $Y \neq CFES$

WHR	Waist-to-Hip-Ratio: Quotient von Taillenumfang und Hüftumfang: $WHR := TI-M/Hü-M$
WLSE	Gewichtete kleinste-Quadrate-Schätzungen (engl. Weighted Least Squares Estimation), Klassische Methode zur Ermittlung von Punktschätzern
$W_{\alpha}(\omega)^*$	Ergebnis der CFES-Quasisegmentierung des CT-Slices ω mit dem Wichtungsexponenten α
$W_{\alpha}(\Omega)^*$	$= (W_{\alpha}(\omega)^*)_{\omega \in \Omega}$ Folge der Ergebnisse der CFES-Quasisegmentierung am CT-Scan Ω mit dem Wichtungsexponenten α
X^*	Schätzwert der Größe X aus CFES-Quantifizierung
X^{**}	Schätzwert der Größe X aus CFES-Quasisegmentierung, wenn Größe X bereits vorher in CFES-Quantifizierung als X^* geschätzt wurde
X^+	Wahrer Wert der Größe X
Z	Massenabhängiger Parameter des MHH-Verfahrens
$z = Q_F/Q$	Verhältnis der Anzahl Q_F der F-Pixel zur Gesamtpixelzahl Q
Z-A	Zollstockmessung Abdomen
Z-Ai	Zollstockmessung Abdomen an Messpunkt i
Z-SC	Zollstockmessung Subscapular
Z-T	Zollstockmessung Trizeps
α	Wichtungsexponent der Parameterschätzung mit dem gewichteten kleinste Quadrate – Verfahren im Algorithmus CFES
$\Delta m_{G,i}$	Abweichung der Masse m_i des gesamten FE-Modells BiXB von der gewogenen Gesamtmasse

ΔV_i	Änderung des Volumens des Objektes O_i aus Beispiel B_i bei volumenorientierter Individualisierung $B_i0 \Rightarrow B_iXB$
ε	Emissivität
Θ	Parametervektor $\Theta := (E_F, E_M, S_F, S_M, z)$
κ	Spezifische Wärmeleitfähigkeit
$\mu_y(X(y))$	Mittelwert einer reellwertigen Zufallsvariable X mit Urbildern y in der Menge Y
$\mu_{y,U}(X(y))$	Mittelwert einer reellwertigen Zufallsvariable X mit Definitionsbereich U als Teilbereich von Y
ρ	Dichte
ρ_{FM}	Harter Schwellenwert im Dichtebereich für die Zuordnung der Gewebe in B_0 zu den Kategorien von F und M bei der Erstellung von FE-Modell B_{20C}
$\sigma_y(X(y))$	Standardabweichung einer reellwertigen Zufallsvariable X mit Urbildern y in der Menge Y
$\sigma_{y,U}(X(y))$	Standardabweichung einer reellwertigen Zufallsvariable X mit Urbildern y in der Menge U als Teilbereich von Y
τ	Für die Trennung von F - und M -Signal im CT-Slice erweitertes Signal-Rausch-Verhältnis (ESNR) $\tau := (E_M - E_F) / (S_M^2/Q_F + S_F^2/Q_M)$; der Parameter τ wird auch als Separierbarkeit bezeichnet
τ^*	CFES-A-Posteriori-Schätzer des erweiterten Signal-Rausch-Verhältnisses ESNR τ

τ_{0F}	Harter unterer Schwellenwert im Grauwertbereich für die CFES-Quasi-Segmentierung von F
τ_{FM}	Harter Schwellenwert im Grauwertbereich für die CFES-Quasi-Segmentierung von F und M
τ_{MK}	Harter Schwellenwert im Grauwertbereich für die CFES-Quasi-Segmentierung von M und K
Ω	CT-Scan des Objektes O
Ω	Menge aller CT-Scans von Objekten O in der Stichprobe
ω	CT-Slice aus einem CT-Scan Ω
ω_q	Grauwert des Pixels mit den Koordinaten q im CT-Slice $\omega := (\omega_q)_{q \in \Omega}$

1 Zusammenfassung

Einleitung:

Die Simulation des Temperatur-Zeit-Verlaufes des Abkühlverhaltens von Leichen mittels Finite-Elemente-Methode (FEM) bietet für die temperaturgestützte Todeszeitbestimmung (TTS) Vorteile gegenüber empirischen Methoden. Das individuell verschieden akkumulierte Fett- und Muskelgewebe beeinflusst entscheidend die Abkühlung des Körpers. Daher ist die Abbildung der Leichenkonstitution und ihrer Gewebetypen obligat für die rechnerische Simulation des Abkühlprozesses. Bisherige Methoden verwenden vorwiegend CT-Einzelschnittbilder, Umfangsmaße oder Daten aus manuellen Leichensektionen mit aufwändiger Einzelkomponententrennung zur Erfassung der anatomischen Gewebezusammensetzung. Demgegenüber ermöglicht eine computertomographische Schnittbildgenerierung die indirekte Quantifizierung über die Bestimmung von Grauwerten. Aufbauend auf dem CT-basierten Ansatz zur Quasi-Segmentierung von Gewebetypen (CFES-Algorithmus) von Hubig et al. (2018b) können Volumina und Massen von Fett- und Muskelgewebe im Leichenabdomen quantifiziert werden. Die aus der Grauwertverteilung geschätzten und nach viszerale und subkutanen trennbaren Massen der Fettkompartimente sowie der Massen der abdominalen Muskulatur, dienen als Input für die individualisierte FE-Modellgenerierung.

Die Arbeit hat zum Ziel die individuelle Konstitution von Leichen mittels FE-Modellen abzubilden, die Gewebeverteilung durch softwaregestützte Schätzungen der Fett- und Muskelmassen aus CT-Schnittbildern automatisiert verfügbar zu machen und das Abkühlungsverhalten des Modells real gemessenen Leichenabkühlvorgängen anzunähern.

Methoden:

Die Quasi-Segmentierung und Quantifizierung von Fett- und Muskelgewebe erfolgte auf Grundlage von Grauerthistogrammen aus CT-Schnittbildern von Leichenabdomen (Stichprobengröße: $N = 32$). Die klassische Anthropometrie wurde unter Anwendung von Caliper, Umfangs- und direkten Schichtdickenmessverfahren an einer Stichprobe von $N = 29$ Leichen durchgeführt. Der CFES-Quantifizierungs- und Quasisegmentierungsalgorithmus wurde zur Schätzung der subkutanen (SAT) und viszerale (VAT) Fettmassen sowie der Massen des abdominalen Muskel- und Knochengewebes eingesetzt. Durch die direkte anthropometrische Messung mittels Caliper, Zollstock, Maßband und des Messwerkzeugs der

ImageJ-Software wurden relevante Muskel- und Fettschichtdicken erfasst. Für zwei Leichen wurde unter Abgleich der Konstitution mit Fällen von Abkühlungsmessungen aus einer institutseigenen Datenbank eine jeweilige Fallpaarung aus CT-basiertem Leichen-FE-Modell und einer realen Leichenabkühlungsmessung erstellt. Unter Verwendung der CFES-Schätzungen und der anthropometrischen Messergebnisse wurden manuell verschiedene Versionen individualisierter FE-Modelle generiert. Die Individualisierung folgte zwei unterschiedlichen Strategien: dem volumenorientierten gegenüber dem schichtdickenorientierten Ansatz. Die simulierten TTS-Ergebnisse der verschiedenen Modelltypen beider Fallpaare wurden mit den tatsächlich gemessenen Temperatur-Zeit-Verläufen der jeweiligen Leichen verglichen.

Ergebnisse:

- (1) Die Ergebnisse der angewandten anthropometrischen Methoden konnten miteinander verglichen werden und zeigten erwartungsgemäß hohe Schwankungen (bis zu 25% relativer Fehler).
- (2) Die Validierung der CFES-Ergebnisse an einem aus drei Komponenten bestehenden Phantomkörper war sowohl bei der Quasi-Segmentierung als auch bei der Volumenquantifizierung vielversprechend.
- (3) CT-Geräteparameter für die Optimierung der CT-Grauwertistogramme in CFES wurden herausgearbeitet.
- (4) Die schichtdickenorientierten, individualisierten FE-Modelle der beiden Beispielfälle zeigten die höchste Genauigkeit der FE-basierten TTS-Auswertung (relativer TTS-Fehler 5%). Die volumenorientierten, individualisierten FE-Modelle erzielten eine höhere Genauigkeit als einfache Standardmodelle, die nur auf die individuelle Körpermasse und -länge skaliert wurden.
- (5) Die TTS eines Beispielfalles einer leicht übergewichtigen Leiche konnte durch die Individualisierung des FE-Modells im höheren Maße verbessert werden als die TTS eines Falls einer Leiche mit Normalgewicht.

Fazit:

Das abdominale Körperfettvolumen und seine Lokalisierung sind für die Verbesserung von TTS wichtig. Der CFES-Algorithmus verbessert die FE-basierte TTS. Die CFES-Leistung ist durch gezielte Auswahl der CT-Parameter optimierbar. CT- basierte anthropometrische

Inputgrößen sind für die FE-basierte TTS geeignet. Die Messmethoden der klassischen Anthropometrie streuen stark und sollten nur unter Vorbehalt als Grundlage für FE-basierte TTS verwendet werden. Die beschränkte Adaptierbarkeit des FE-Gitters limitiert die lokale Implementierung von Gewebeschichtdicken im FE-Modell und stellt eine Herausforderung für die Individualisierung der FE-Methode in Anwendung der TTS dar. CT-basierte automatische FE-Modellgenerierung stellt die Methode der Wahl für zukünftige TTS-Ansätze dar.

2 Abstract

Introduction:

For temperature based death time estimation (TTS) the application of the Finite-Element-Method (FEM) offers advantages over empirical methods. To quantitatively simulate the thermodynamics of body cooling, mapping the anatomical structure is obligatory. Adipose and muscle tissue crucially influence body cooling. CT-based computer vision enables the indirect quantification of density-related material properties via determining grey-values. Recently a new approach for CT-based automatic quasi-segmentation and quantification (CFES) was published by Hubig et al. (2018b). It is used to estimate masses and the spatial distribution of fat- and muscle-tissue in the TTS-context. The fat- and muscle-mass values serve as input for individualized FE-model generation. As an alternative approach for fat quantification we rely on classic and CT-based anthropometric methods.

The main aim of this work was to investigate the role of fat in temperature based death time estimation via FEM. For volume and spatial distribution estimation of fat- and muscle tissue whole abdomen CT slices were evaluated.

Methods:

With a sample of $N = 32$ human corpses the following quantification methods for fat and muscle tissue were used:

CFES: The quasi-segmentation and quantification is done merely by focusing on the grey value histogram of all of the abdomens single CT-slices (sample size: $N = 32$).

Anthropometry: Classical anthropometry was performed in a sample ($N = 29$) of corpses. Metrical methods were used on CT-slices of the samples bodies.

Two corpses of the sample were matched to cooling data of sufficiently similar cases in IRM's real post mortem cooling data. Then the following steps were performed:

FEM: Input from CFES and Anthropometry was used to manually generate different versions of individualized FE-models. The individualization followed two different strategies: The volume-oriented- vs. the layer-thickness-oriented approach.

TTS: In two example-cases the TTS-results yielded by the different model types were compared to the temperature-time data of anatomically similar bodies cooling in a climatic chamber.

Results:

- (1) As expected, the results of the anthropometric methods applied showed high variations (up to 25% relative error) and could be mutually compared.
- (2) Validation of the CFES-results with a three component phantom was promising in quasi-segmentation as well as in volume quantification.
- (3) CT-parameter values optimal for CFES post processing were determined.
- (4) FE-based TTS-evaluation of the two example cases yielded best results for the layer-thickness-oriented individualized FE-models (relative TTS-error 5%). The volume oriented individualized FE-models obtained better outcomes than simple standard models scaled to the individual body mass and –length only.
- (5) A slightly overweight example case's TTS has been more improved by FE-model individualization than the norm-weight case's TTS.

Conclusion:

- (1) CFES can be used to improve FE-based TTS.
- (2) CFES performance can be optimized by CT-parameter choice.
- (3) CT-based anthropometric input is appropriate for FE-based TTS.
- (4) Classical anthropometry strongly scatters and should be taken as input to FE-based TTS with reservations only.
- (5) Transfer of external yielded fat data into the FE-model is a main obstacle to FE-based TTS. CT-based automatic FE-model generation seems to be the method of choice for future approaches.
- (6) Body fat and its localization seems to be important for the improvement of TTS.

3 Einleitung

Die Temperaturgestützte Todeszeitschätzung (TTS) verbindet die wissenschaftlichen Disziplinen Biologie, Medizin und Physik (Mattsson and Thomas, 2006, Mall, 2000). Sie stützt sich auf den monoton fallenden Zeitverlauf der menschlichen Kerntemperatur beim Abkühlvorgang einer Leiche auf Umgebungstemperatur. Aus der Wärmeleitungsgleichung lässt sich bei Kenntnis der Rand- und Anfangsbedingungen das Temperaturfeld der Leiche im Prinzip zu allen folgenden Zeitpunkten post mortem (p.m.) berechnen. Die Randbedingungen umfassen dabei die Temperaturverteilung im Körper und in seiner Umgebung zum Todeszeitpunkt und die Geometrie sowie die thermodynamischen Eigenschaften der verschiedenen Körperkompartimente und der näheren Umgebung der Leiche. Außerdem ist die Kenntnis der Umgebungstemperatur während des gesamten Abkühlvorganges notwendig. Wegen seiner geringen thermischen Leitfähigkeit beeinflusst das menschliche Fettgewebe die Geschwindigkeit der Leichenabkühlung stark. Die Quantifizierung des menschlichen Fettgewebes und seiner geometrischen Verteilung stellt daher eine Notwendigkeit zur Verbesserung der forensischen TTS dar.

Die FE-Simulation des Leichenabkühlungsvorganges bietet Vorteile bei der TTS gegenüber semi-empirischen Ansätzen wie beispielsweise der Todeszeitschätzung nach Marshall und Hoare mit Parameterfestlegung nach Henßge (MHH). Um mit FE den Abkühlprozess möglichst präzise zu simulieren, erscheint zunächst die geometrisch korrekte Abbildung der Leiche und ihrer Gewebekompartimente erforderlich. Aufgrund seiner thermisch isolierenden Eigenschaften und der örtlichen Nähe von Viszeral- und Unterhaut-Fettgewebe zur Messlokalisierung der Kerntemperatur im Rektum spielt das Fettgewebe für die Erstellung eines FE-Modells eine große Rolle. Die Basisdaten zur Individualisierung eines FE-Modells hinsichtlich der Körperfettquantität und -Verteilung kann ein CT-Scan der Leiche liefern. Die vorliegende Arbeit beschreibt unter anderem ein im Institut für Rechtsmedizin Jena (IRM) entwickeltes Verfahren zur vollautomatischen Quantifizierung des viszeralen und subkutanen Fettgewebes sowie zur Quasi-Segmentierung von Fettgewebe im Abdomen. Die Ergebnisse des neuen Verfahrens werden mit den Ergebnissen bisheriger anthropometrischer Fettschätzungsverfahren an einem Kollektiv von $N = 32$ Leichen verglichen. Darüber hinaus wird die Implementierung der so gewonnenen Information in ein FE-Modell zur TTS und eine Anwendung an zwei Abkühlungsfällen beispielhaft demonstriert.

3.1 Temperaturgestützte Todeszeitschätzung

Die Bestimmung der Todeszeit ist ein zentrales Gebiet der Forensik. Dabei ist die frühe postmortale Phase ist von besonderer Relevanz, da Opfer von Tötungsdelikten häufig innerhalb der ersten 24 Stunden nach dem Tod aufgefunden werden. Es existiert eine Vielzahl von Methoden unter Zuhilfenahme biologischer, chemischer und physikalischer Gesetzmäßigkeiten (Dettmeyer et al., 2014, Li et al., 2016). Die älteste und am häufigsten verwendete aber zugleich relativ ungenaue Methode verwendet die Bewertung des Ausprägungsgrades der Leichenstarre bei Auffindung der Leiche. Die Quantität von Speiseresten der letzten Mahlzeit im Magen und im Darm des Verstorbenen kann bei Kenntnis des Zeitpunktes und der verzehrten Quantitäten der letzten Mahlzeit Aufschluss über den Zeitpunkt des Todeseintritts geben (Jaffe, 1989, Hubig et al., 2018a). Entomologische Methoden sind in der frühen postmortalen Phase, in Abhängigkeit von der Umgebungstemperatur, selten einsetzbar (Joseph et al., 2011). Zur Todeszeitbestimmung im frühen postmortalen Intervall des Menschen sind chemische Methoden, wie die postmortale Änderung des pH-Wertes und der NADH-Konzentration im Blut noch nicht etabliert (Donaldson and Lamont, 2013). Viele der biologischen und chemischen Todeszeitschätzungsmethoden sind für jeweils eine konstante Umgebungstemperatur validiert, zeigen jedoch bei Variation der Umgebungstemperatur in einer üblichen Temperaturspanne von 0°C bis 30°C differente Ergebnisse (Li et al., 2016). Die Untersuchung der postmortalen Gen und RNA Expression in Abhängigkeit von der Zeit p.m. ist aktueller Forschungsgegenstand (Li et al., 2016, Ferreira et al., 2018). Die Abhängigkeit der postmortalen Veränderungen von RNA und DNA von der Körpertemperatur der Leiche wurde jedoch bisher nicht untersucht.

Bereits seit mehr als 100 Jahren werden TTS-Verfahren in der frühen postmortalen Phase genutzt (Dettmeyer and Verhoff, 2011). Sie sind im Vergleich zu anderen Methoden bei der temperaturgestützten Todeszeitschätzung in der frühen postmortalen Phase für Standardsituationen der Leichenauffindung gut anwendbar (siehe z.B. (Henssge, 1988)). In der routinemäßigen Tatortarbeit wird die Umgebungstemperatur T_U , sowie mit Hilfe eines Rektalthermometers die Körperkerntemperatur T_M und weitere charakteristische Parameter der Leiche bestimmt. Eine auf der Grundlage dieser Daten -mit Ausnahme der gemessenen Kerntemperatur T_M - und der, mit Hilfe physikalischer oder halb-empirischer Modellvorstellungen (Henßge and Madea, 2004, Mall and Eisenmenger, 2005a, Mall and

Eisenmenger, 2005b, Henssge, 1988) generierten Kurve $T(t)$ der Leichen-Kerntemperatur als Funktion der Zeit t p.m. wird im Folgenden die Modellkurve $T(t)$ genannt. Um ausgehend von der gemessenen Kerntemperatur T_M auf eine geschätzte Liegezeit t , d.h. die Länge des Zeitintervalls zwischen Todeseintritt und der Messung der Rektaltemperatur T_M zu schließen, wird die Bedingung formuliert, dass der gemessene Rektaltemperaturwert T_M mit dem Wert der Modellkurve $T(t)$ nach der Liegezeit t übereinstimmt:

$$T_M = T(t) \quad (3.1.1)$$

Semi-empirische Modelle, unter anderem die TTS-Methode nach Marshall und Hoare mit Parameterwerten nach Henßge (MHH), nutzen eine halb-empirische Herleitung der Modellkurve $T(t)$ zur Abbildung des Abkühlungsverhaltens. MHH errechnet die Liegezeit t in Abhängigkeit von der gemessenen Rektaltemperatur T_M nach Auffindung der Leiche, Umgebungstemperatur T_U , dem Körpergewicht m sowie eines, eine Vielzahl von Umwelteinflüssen parametrisierenden Korrekturfaktors c . Physikalische Modelle, wie das Finite-Elemente-Modell nach MALL, berechnen aus den eingegebenen physikalischen Parametern zunächst das gesamte Temperaturfeld $T(r,t)$ an allen Stellen r innerhalb des abkühlenden Körpers als Lösung der Wärmeleitungsgleichung (siehe (Çengel, 2015)) und 3.1.3) für ein hinreichend großes Zeitintervall p.m.. Anschließend wird die Modellkurve $T(t)$ aus dem Temperaturfeld $T(r,t)$ durch Einsetzen $r = r_M$ des Vektors r_M extrahiert, der auf den der Messstelle im Rektum analogen Knoten im FE-Modell zeigt:

$$T(t) := T(r_M, t) \quad (3.1.2)$$

Die individuelle Konstitution der Leichen erscheint als aussichtsreicher Kandidat eines Faktors, der das Abkühlungsverhalten in hohem Maße beeinflusst und besitzt eine hohe Variabilität (Muggenthaler et al., 2012). Die Individualisierung des Leichenmodells erscheint somit von zentraler Bedeutung für die Genauigkeit des simulierten Abkühlverhaltens.

3.1.1 Physiologische Mechanismen und deren Bedeutung für die Todeszeitbestimmung

Vor dem Tod eines Menschen existiert aufgrund der physiologischen Temperaturregulation im Körper ein näherungsweise zeitlich konstantes Temperaturfeld $T(r,t)$, welches vom Körperkern zu den Außenflächen hin einen starken fallenden Gradienten aufweist. Im Körperkern ist damit bis zum Zeitpunkt t_0 des Todes eine zeitlich konstante Temperatur T_0 zumindest näherungsweise realisiert. Der menschliche Körper ist in der Lage durch vielfältige Regelsysteme die Körperkerntemperatur T_0 konstant zu halten, aber auch eine gewisse Temperaturspanne aufgrund biotisch und abiotisch wirkender Faktoren zuzulassen (Pape, 2014, Aschoff and Wever, 1958). Durch die Fähigkeit der Vasodilatation bzw. -konstriktion ist keine präzise Aussage zur Gewebetemperatur in den peripheren Gebieten, insbesondere der Gliedmaßen möglich. Zudem liegt die Körperkerntemperatur, als höchste Temperatur im Körper, in späteren Phasen der Abkühlung noch länger als die Temperaturen in anderen Teilen des Körpers deutlich oberhalb der Umgebungstemperatur T_U . Darüber hinaus ist die Körperkerntemperatur durch Rektaltemperaturmessung vergleichsweise einfach und nichtinvasiv messbar. Die gemessene Temperatur T_M im Körperkern dient daher den meisten TTS-Verfahren als Indikatorgröße. Die zentralen Organe des Bauchraums und das Gehirn weisen in Ruhe und ohne pathogene Beeinflussung bei dem überwiegenden Teil der Bevölkerung einen engen Temperaturbereich von etwa $T_M = 36,3^\circ\text{C}$ bis $T_M = 37,1^\circ\text{C}$ (Pape, 2014) auf. Die rechtsmedizinische Anwendung nutzt diesen Effekt durch die Messung der tiefen Rektaltemperatur T_M als standardisierte Vorgehensweise zur Feststellung der Körperkerntemperatur (Mall and Eisenmenger, 2005a, Henssge, 1988, Dettmeyer et al., 2014). Bis zum Zeitpunkt des Todes t_0 , kann vereinfacht von einem Schalenmodell, mit einem homoiothermen Körperkern und einer (oder mehreren), je nach endogen reguliertem Durchblutungszustand mehr oder weniger warmen ‚Peripherie-Schale(n)‘ ausgegangen werden (Werner, 1984, Aschoff and Wever, 1958). Der postmortale Fluss der thermischen Energie durch die einzelnen Körperschalen erfolgt durch Konduktion und wird getrieben von Abkühlungsprozessen durch Konduktion, Konvektion und Strahlung an den Außenflächen des Körpers. Der Wärmefluss ist dabei abhängig von der Geometrie, der Dichte ρ und den thermischen Eigenschaften spezifische Wärmekapazität C_p und spezifische Wärmeleitfähigkeit k der Gewebe sowie von den Parametern Emissivität ε und Konvektionskoeffizient h an den Außenflächen des Körpers.

3.1.2 Grundlegende thermodynamische Prozesse

Die Wechselwirkung zwischen dem bis zum Zeitpunkt t_0 des Todeseintritts homoiothermen Körper und seiner Umgebung kann im Prinzip als Lösung der Wärmeleitungsgleichung physikalisch nachvollzogen werden. Eine hypothetisch wünschenswerte Rückwärtsrechnung von dem gemessenen Temperaturfeld $T(r,t)$ zum initialen Temperaturfeld $T(r,t_0)$ fällt jedoch in die Klasse der schlecht gestellten Inversen Probleme nach Hadamard (Frankowiak et al., 2010) und ist daher für die TTS nicht verwendbar: Vorwärts- und anschließende Rückwärtsrechnung führen trotz gleicher Parameterwerte nicht zum Ausgangstemperaturfeld $T(r,t_0)$ zurück. Folglich ist die TTS immer auf die Vorwärtsrechnung und damit auf die fast nie mit der wünschenswerten Präzision ermittelbaren Anfangs- und Randbedingungen wie z.B. die Umgebungstemperaturkurve T_U oder das initiale Körpertemperaturfeld $T(r,t_0)$ zum Todeszeitpunkt angewiesen. Es existieren drei für die Leichenabkühlung relevante Formen der thermischen Wechselwirkung: die Wärmeleitung (Konduktion), die Wärmeströmung (Konvektion) und die Wärmestrahlung (Radiation) (Adam et al., 2009). Zusätzliche Verdunstung (Evaporation) erfolgt bei Lebenden vorrangig über die Lunge und ist somit bei Leichen vernachlässigbar (Shitzer, 1985, Mall et al., 2002).

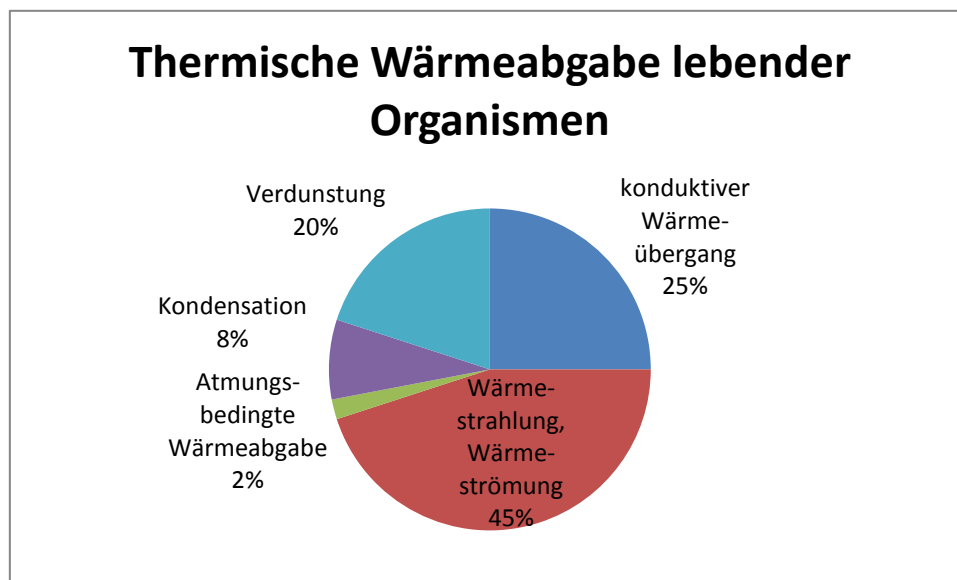


Abbildung 1 - Anteilige thermische Energieabgabe von lebenden Organismen (verändert nach: (Lizák and Mojumdar (2013)))

Abbildung 1 stellt die relevanten thermischen Wechselwirkungen für lebende Organismen nach (Lizák P, Mojumdar SC 2013) dar. Bei der Betrachtung des postmortalen

Wärmeverlustes entfallen im für die rechtsmedizinische Anwendung hauptsächlich relevanten Temperaturbereich drei dieser Mechanismen: Verdunstung (20%), Kondensation (8%), Aufheizung der Luft beim Atmen (2%). Es verbleiben fast ausnahmslos die drei bereits genannten Mechanismen Konduktion und Konvektion (Wärmeströmung) sowie Strahlung für den Wärmeverlust bei Leichen.

3.1.3 State of the Art - Todeszeitschätzung auf Basis der Körperkerntemperatur

Im Wesentlichen unterscheiden sich die etablierten Todeszeitschätzungsverfahren lediglich in ihrer Methode, eine Modellkurve $T(t)$ wie in Abbildung 2 für die TTS zu generieren. Grundsätzlich zerfällt die Menge der Todeszeitschätzungsansätze in zwei Klassen: Die semi-empirischen Modelle, welche ad hoc gesetzte Formeln $T(t)$ zur Beschreibung der Modellkurve verwenden und die physikalischen Modelle, welche eine Lösung der physikalischen Wärmeleitungsgleichung für die Ermittlung der Modellkurve $T(t)$ zugrunde legen.

Zur Aufklärung von Tötungsdelikten werden in Deutschland in vielen Fällen gerichtlich beauftragte Gutachten zur Todeszeitschätzung angefordert. Primär werden diese durch rechtsmedizinische Institute oder niedergelassene Fachärzte erstellt. Bei fraglichen Fällen mit bekannter Rektaltemperatur wird eine Beurteilung der Todeszeit zumeist auf Basis des Verfahrens MHH erstellt (Henssge, 1992, Henssge, 1988, Henssge, 1979). Das Verfahren MHH ist der bekannteste Vertreter aus der Gruppe der semi-empirischen Modellansätze. MHH bezieht in die Bestimmung der Liegezeit t die Körpermasse m und die gemessene Rektaltemperatur T_M der Leiche sowie die, als konstant angenommene, Umgebungstemperatur T_U ein. Durch einen Korrekturfaktor c , der mit der Körpermasse m multipliziert wird, werden auch Einflussfaktoren wie Bekleidung und Bedeckung, Untergrund oder umgebende Medien wie Wasser, sowie externe Luftbewegung am Fundort berücksichtigt.

Das Doppel exponentialmodell von MHH (Marshall and Hoare, 1962), welches in Deutschland bei der Todeszeitschätzung derzeit mit Abstand am häufigsten eingesetzt wird, ist ein typischer Vertreter der Klasse der semi-empirischen Modelle (siehe z.B. (Henssge, 1988)). Der Ansatz einer Modellkurve $T(t)$ nach dem Verfahren MHH wird durch die Summe zweier Exponentialfunktionen gebildet. Die Kombination der beiden Exponentialfunktionen

bezieht sich auf den Wert der Konstanten Z , welche von der virtuellen Körpermasse $m \cdot c$ abhängt. Ferner geht die Binärkonstante p ein, in die einerseits Z und andererseits die Umgebungstemperatur T_U eingeht. Der Modellansatz lautet dabei:

$$T(t) := (T_0 - T_U) \cdot \left(\frac{p}{p-Z} \cdot \exp(Z \cdot t) - \frac{Z}{p-Z} \cdot \exp(p \cdot t) \right) \quad (3.1.3.1)$$

$$Z := a - b \cdot (m \cdot c)^{-5/8} \quad (2.1.3.2)$$

$$a := 0.0284 \quad (3.1.3.3)$$

$$b := 1,2815 \text{ kg}^{5/8} \quad (3.1.3.4)$$

$$p := \begin{cases} 5 \cdot Z & \text{für } T_U \leq 23,2 \text{ }^\circ\text{C} \\ 10 \cdot Z & \text{für } T_U > 23,2 \text{ }^\circ\text{C} \end{cases} \quad (3.1.3.5)$$

Wenn explizit auf die Körpermasse m Bezug genommen werden soll, lässt sich die Modellkurve auch als $T(t, m)$ schreiben. Die beiden Parameter m und c sind dabei nicht als unabhängig zu betrachten, sondern vielmehr wird mit Faktor c das Körpergewicht m auf die sogenannte virtuelle Körpermasse m' skaliert:

$$m' := m \cdot c \quad (3.1.3.6)$$

Der Korrekturfaktor c dient dabei der Anpassung der MHH-Modellfunktion $T(t)$ an ein Szenario von Umwelteinflüssen N , sogenannten Nichtstandardbedingungen, das nicht hinreichend mit den (Umwelt)-Standardbedingungen N_0 nach MHH übereinstimmt (Messszenario der Kalibrierungsversuche von Henßge: N_0 = Körper nackt in Rückenlage auf einem Stahlrolley auf ein bis zwei dünnen Laken mit am Körper anliegenden Armen und parallel gestreckten Beinen bei unbewegter Luft und ohne externe Einstrahlung). Dies geschieht durch die folgende implizite Annahme (N) zur Behandlung von Nichtstandardbedingungen:

(N) Zur Nichtstandardbedingung N existiert ein Korrekturfaktor c_N , so dass die Modellkurve $T_N(t, m)$ unter den Nichtstandardbedingungen N identisch ist mit der Modellkurve $T(t, m \cdot c_N)$, mit welcher der Körper unter Standardbedingungen N_0 abgekühlt wäre, wenn er die Körpermasse $m' = m \cdot c_N$ besessen hätte:

$$\forall t \geq 0: T_N(t, m) = T(t, m \cdot c_N) \quad (3.1.3.7)$$

Korrekturfaktoren c_N zur Erfassung von Nichtstandardbedingungen N werden in der gutachterlichen Praxis ermittelt, indem einerseits Werte aufgrund von gewissen Regeln (siehe z.B. (Henßge, 2002)) gewählt werden. Andererseits kann eine Wertezuordnung nach Tabellen von Anwendungsfällen mit bekanntem Todeszeitpunkt $(N, c_N)_N$ erfolgen (siehe (Albrecht et al., 1990, Henssge et al., 2000)).

Im Gegensatz zu den semi-empirischen Verfahren wie MHH verwenden die physikalischen Verfahren die Wärmeleitungsgleichung (WLG), eine partielle Differentialgleichung zweiter Ordnung:

$$C_p \cdot \rho \cdot \frac{\partial T}{\partial t} = \text{div}(\kappa \cdot \nabla T) \quad (3.1.3.8)$$

Durch die WLG wird die Zeitentwicklung eines Temperaturfeldes $T(r, t)$ akkurat beschrieben. Durch die folgenden Randbedingungen können Konvektion und Strahlung an den Oberflächen des betrachteten Körpers, die zu Fluiden hin frei sind, durch Gleichungen des Typs implementiert werden:

$$n^t \cdot \kappa \cdot \nabla T = h \cdot (T_U - T) + \varepsilon \sigma \cdot (T_U^4 - T^4) \quad (3.1.3.9)$$

In Gleichung (3.1.3.9) stehen: n^t für den transponierten Normalvektor der Außenfläche des betrachteten Körpers, κ für die Konduktivität, h für den Konvektionskoeffizienten der Grenzfläche zwischen Körper und Fluid, ε für die Emissivität der Oberfläche und $\sigma = 5,6704 \cdot 10^{-8} \text{ W m}^{-2} \text{ K}^{-4}$ für die Stefan-Boltzmann-Konstante im Planck'schen Strahlungsgesetz.

Hierdurch ermöglicht die WLG eine korrekte Abbildung von Nichtstandardsituationen im Rahmen der temperaturgestützten Todeszeitschätzung ohne Rückgriff auf ad-hoc-Modellannahmen oder subjektive Modellparameter. Anders als phänomenologische Modelle erlauben solche physikalischen Modelle auch eine detaillierte Berücksichtigung der Leichengeometrie sowie der thermischen Eigenschaften einzelner Gewebetypen und Untergründe. Die FEM stellt ein numerisches Verfahren zur approximativen Berechnung einer Lösung $T(r, t)$ der WLG (3.1.3.8) unter Randbedingungen vom Typ (3.1.3.9) für geometrisch komplex geformte Körper dar (siehe (Steinbuch, 1998)). Damit ist die Berechnung einer Modellkurve $T(t)$ der Rektaltemperatur wie in (2.12.2) möglich.

Ein bereits in praktischer Anwendung befindlicher Vertreter der physikalischen Modelle zur Todeszeitschätzung ist das Finite-Elemente-Modell (FEM) nach Mall (Mall and Eisenmenger, 2005a, Mall and Eisenmenger, 2005b). In einem ersten Ansatz einer FE-gestützten TTS

wurde durch Mall ein in aufwändiger Handarbeit erstelltes FE-Modell eines menschlichen Körpers mit zahlreichen inneren Kompartimenten zur Simulation des Temperatur-Zeit-Verlaufes verwendet. Das FE-Modell wurde am Modell von Marshall und Hoare (Mall and Eisenmenger, 2005b, Marshall and Hoare, 1962), sowie an einigen Fällen der Münchner Abkühlungsdatenbank validiert. Dieses Modell kann durch Streckung und Stauchung an die Körperlänge KL und an die Körpermasse m des jeweils zu modellierenden Körpers angepasst werden. Das solchermaßen angepasste Modell wird im Folgenden als Standard-FE-Modell bezeichnet. In den Arbeiten Muggenthaler et al. (2012) und Muggenthaler et al. (2017) wurden der Einfluss des Untergrundes und der Einfluss von Hypo- und Hyperthermie auf den Abkühlungsvorgang der Leiche mittels des ersten FE-Modells aus Mall and Eisenmenger (2005a) untersucht. In konkreten Fällen konnten damit gegenüber der TTS-Schätzung nach MHH deutlich validere Ergebnisse erzielt werden, da die Abbildung von Nichtstandardbedingungen mit FE besser als mit MHH möglich war (Mall and Eisenmenger, 2005b). Ein weiteres, strukturell wesentlich einfacheres FE-Modell für TTS wurde in Bartgis et al. (2016) publiziert.

Aufgrund unterschiedlicher thermischer Gewebeeigenschaften (z.B. bei Fett- und Muskelgewebe) ist aber von einem konstitutionsabhängigen, individuellen Abkühlverhalten auszugehen. Abkühlungsversuche an Leichen in der Klimakammer stützen diese Annahme (Muggenthaler et al., 2012, Mall, 2000, Albrecht et al., 1990). Des Weiteren ist beim Einsatz der Methode MHH für Abkühlungsszenarien, welche nicht den Standardbedingungen nach Henßge entsprechen, beispielsweise unter Berücksichtigung einer Hypo/- oder Hyperthermie, einer innerhalb größerer Spannen schwankenden Umgebungstemperatur, wechselnden Unterlagen und weiterer realistischer Einflussgrößen von Abweichungen der errechneten Werte und der realen Todeszeit außerhalb der angegebenen statistischen Fehlerbereiche auszugehen. Die angegebenen 95%-Konfidenzintervalle der Todeszeitschätzung MHH sind, insbesondere bei Nichtstandardsituationen, oftmals zu klein (Hubig et al., 2015, Henssge). Die FE-gestützte TTS wird trotz ihrer relativ kurzen Entwicklungsgeschichte bereits für Todeszeitbegutachten in Strafverfahren in Deutschland eingesetzt.

3.1.4 Abkühlungssimulation mittels Finte-Elemente-Methode

Die FEM ist seit den Sechzigerjahren des letzten Jahrhunderts zu einem Universalwerkzeug in den Ingenieurwissenschaften entwickelt worden. Als eine allgemeine Approximationsmethode zur Lösung von partiellen Differentialgleichungen zweiter Ordnung hat sie sich bei Problemen der Technischen Mechanik und der Thermodynamik bis hin zu Berechnungen von Elektronendichten in der physikalischen Chemie bewährt. Darüber hinaus ist die FEM als mathematische Methode theoretisch gut durchdrungen. Die FEM als Werkzeug zur Lösung der WLG kann daher als vollständig validiert betrachtet werden.

Als ein räumliches *FE-Modell* wird die Approximation einer dreidimensionalen Form durch einen Verband von dreidimensionalen einfachen Polyedern, wie z.B. Tetraeder, Hexaeder, o.ä. bezeichnet. Dabei kann ein einzelner einfacher Polyeder leicht verformt sein: Seine Kanten sind dann durch Abschnitte der Graphen von Polynomen niedrigen Grades beschrieben. Ein solcher verformter einfacher Körper wird hier *Finites Raumelement* genannt. Die Ecken werden als *Knoten* des Elementes bezeichnet. Zwei benachbarte einfache Körper besitzen dabei stets eine gemeinsame Seite, die vollständig durch Kanten und Ecken, welche jeweils zu beiden Körpern gehören, begrenzt wird. Zwei benachbarte Finite Raumelemente besitzen jeweils eine gemeinsame Seitenfläche. Auf jedem Finiten Raumelement wird zu jedem Knoten eine einfache mathematische Funktion definiert, deren Bildbereich das reelle Intervall $[0,1]$ ist. Diese sogenannte *Ansatzfunktion* besitzt auf ihrem Bezugsknoten den Wert 1 und fällt zu den anderen Kanten, die nicht den Bezugsknoten enthalten, monoton auf 0 ab. Die partiellen räumlichen Ableitungen jeder Ansatzfunktion sind mathematisch einfach zu berechnen. Das Finite Raumelement wird zusammen mit allen Ansatzfunktionen zu all seinen Knoten als *Finites Element* bezeichnet.

Das *FE-Netz eines FE-Modells* stellt die Gesamtheit aller Finiten Raumelemente, aus denen sich das FE-Modell zusammensetzt, dar. Seine *Maschen* werden von den einzelnen Finiten Raumelementen gebildet.

Die beschriebene Konstruktion kann genutzt werden, um eine Approximation einer auf dem Finiten Raumelement definierten reellwertigen Funktion zu definieren. Die approximierende Funktion wird dabei definiert, indem man ihren Wert an einer Stelle innerhalb des Raumelementes als Summe der an der erwähnten Stelle ausgewerteten Ansatzfunktionen mit den Werten der exakten Funktion an den zugeordneten Knoten als Linearkoeffizienten

berechnet. Es ist anschaulich, dass beim Grenzübergang der Maschengröße des FE-Netzes gegen Null die Approximation beliebig genau wird, wenn die zu approximierende Funktion stetig ist.

Die Konstruktion des FE-Modells wird nun konkretisiert, indem man die leichte Verformung der Finiten Raumelemente als Abbildung interpretiert. Dabei wird jedes Raumelement – das aus einem leicht verformten Polyeder besteht – aufgefasst, als aus einem unverformten Urbild durch eine Funktion des \mathbb{R}^3 in sich selbst, die Verformungsfunktion, hervorgehend. Auf dem unverformten Urbild des Polyeders sind in der oben dargestellten Weise Ur-Ansatzfunktionen definiert. Die Ansatzfunktionen des verformten Polyeders, also des Finiten Raumelementes - werden definiert durch die Hintereinanderausführung der Inversen der Verformungsfunktion und der Ur-Ansatzfunktionen. Die reellen Komponenten dieser Verformungsfunktion werden dann ihrerseits durch die oben beschriebene Approximationsstrategie angenähert.

Im nächsten Schritt wird die Wärmeleitungsgleichung (3.1.3.7) durch eine schwache Darstellung der Gleichung mit Hilfe von Testfunktionen und des Green'schen Integralsatzes sowie der FE-Approximation $T^\#$ des Temperaturfeldes T umgewandelt in die folgende Form:

$$c_P \cdot \rho \cdot [\int A^t A \, dr] \cdot \left(\frac{\partial T^\#}{\partial t} \right) + \kappa \cdot [\int B^t B \, dr] \cdot T^\# = 0 \quad (3.1.4.1)$$

In (3.1.4.1) stehen A für den Vektor der Ansatzfunktionen und B für die Matrix der räumlichen partiellen Ableitungen der Ansatzfunktionen. Der Faktor vor der partiellen zeitlichen Ableitung $\partial T^\# / \partial t$ des approximierten Temperaturfeldes $T^\#$ wird die *Konduktivitätsmatrix* genannt, während der Faktor vor $T^\#$ als *Wärmekapazitätsmatrix* bezeichnet wird. Die Gleichung (3.1.4.1) beschreibt die Approximation $T^\#$ des Temperaturfeldes T durch ein System gewöhnlicher Differentialgleichungen, die sich numerisch mit Hilfe von Standardverfahren lösen lassen (Mall, 2000, Weiser, 2016, Jung and Langer, 2013, Steinbuch, 1998, Zienkiewicz, 2005, Baehr and Stephan, 2013).

Vereinfacht lässt sich die FEM im Kontext dieser Arbeit somit als thermische Simulation auf Basis eines aus finiten Elementen bestehenden Modellkörpers betrachten, welche durch die approximative Lösung der Wärmeleitungsgleichung (3.1.3.7) eine näherungsweise Berechnung komplexer thermodynamischer Prozesse erlaubt. Die Berechnung der Temperatur - Zeit Verläufe erfolgt unter Eingabe fallabhängiger Anfangs- und Randbedingungen. Für Validierungszwecke und die Interpretation der im Rahmen dieser Arbeit berechneten FE-Simulationskurven kann exemplarisch auf bekannte Temperatur-Zeit-Verläufe von

Leichenabkühlungen zurückgegriffen werden (Muggenthaler et al., 2012). Der Abstand Δt der gemessenen, rektalen Abkühlung einer Leiche kann zum Zeitpunkt t bestimmt werden. Die definierende Gleichung (FTTS) und daher auch der Wert Δt ist daher im Allgemeinen eine Funktion des Zeitpunktes t , zu welchem die beiden Kurven $T(t + \Delta t)$ und $T_M(t)$ zur Deckung gebracht werden sollen. Demnach ist Δt der Fehler, den man bei der TTS in Kauf nimmt, wenn man statt der (im Anwendungsfall unbekannten) gemessenen Kerntemperaturkurve $T_M(t)$ die Modell-Kurve $T(t)$ verwendet. Aufgrund des nichtlinearen Funktionsverlaufes führt je nach Phase der Abkühlung eine konstante Abweichung ΔT in der Temperatur zwischen Mess- und Simulationskurve zu einem mit dem Zeitpunkt t variierenden Fehler $\Delta t = \Delta t(t)$ in der Todeszeitberechnung. Abbildung 2 zeigt einen mittels FE berechneten Temperatur-Zeit-Verlauf als Ausgabe einer FE-Simulation im Vergleich zu einer gemessenen Rektaltemperatur eines Menschen.

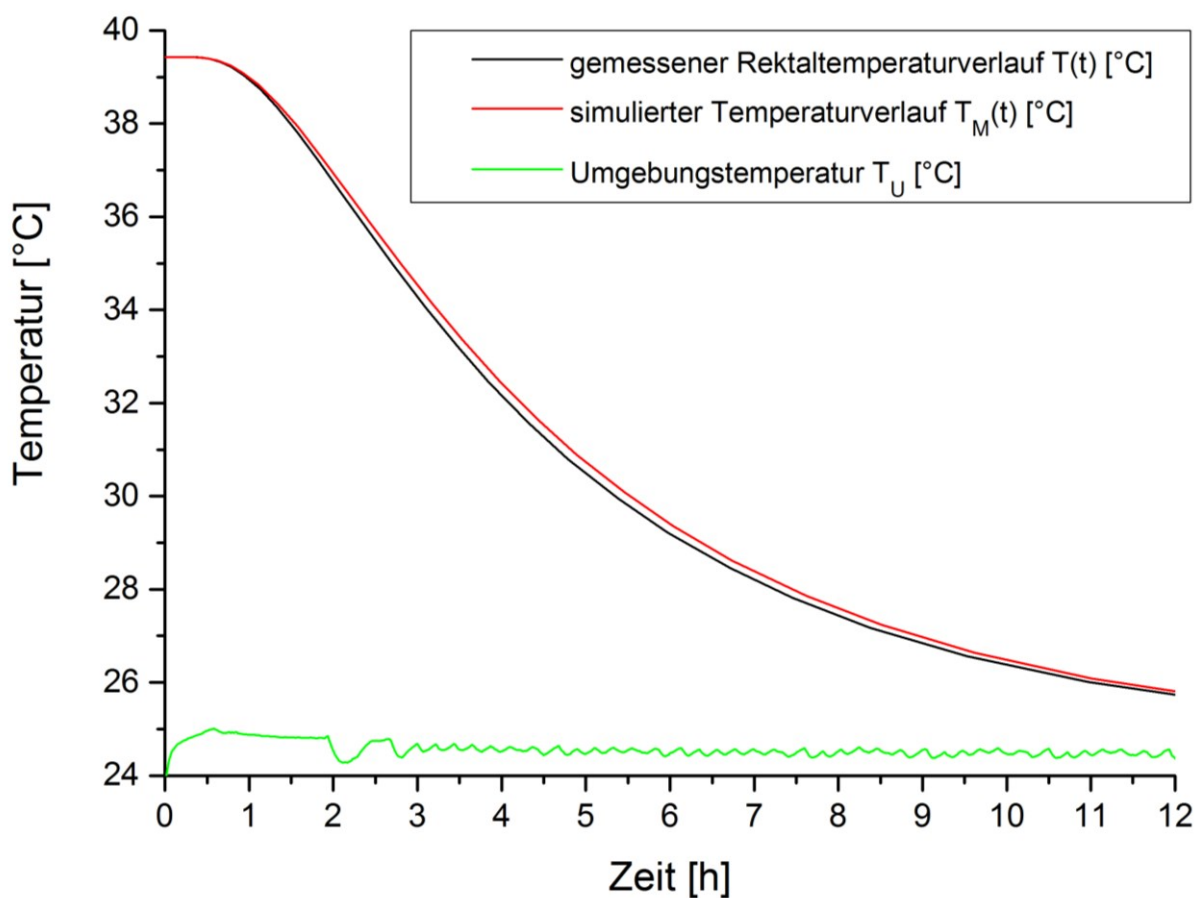


Abbildung 2 - Beispiele für eine Rektaltemperatur-Zeit-Kurve: in einer Klimakammer gemessene Kurve $T(t)$ in Schwarz, simulierte Kurve $T_M(t)$ einer Leichenabkühlung aus zugehöriger FE-Berechnung in Rot bei einer näherungsweise konstanten Umgebungstemperatur (Grün) von $T_U = 24,5^\circ\text{C}$

Die Parameter Dichte ρ , Wärmeleitfähigkeit κ und spezifische Wärmekapazität C_p besitzen für die einzelnen Körpergewebe unterschiedliche Werte.

Tabelle 1 zählt die Materialparameter des Wärmeleitungs-Gleichungssystems mit ihrer Interpretation und ihrer physikalischen Einheit auf.

Tabelle 1 - Thermodynamische Kenngrößen

Physikale Größe	Spezifikation [Einheit]
ρ Massendichte	Quotient aus der Masse in kg eines Stoffes und dem dieser Masse zukommenden Volumen des Stoffes. [kg/m^3]
K Wärmeleitfähigkeit	Wärmeübergangsleistung bei einer Temperaturdifferenz von 1°K auf einem Übertragungsweg von 1 m. [$\text{W}/(\text{m}\cdot^\circ\text{K})$]
C_p Spezifische Wärmekapazität	Energie bzw. Wärmemenge um die Temperatur einer Stoffmenge von 1 kg Masse um eine Temperaturdifferenz von 1°K anzuheben. [$\text{J}/(\text{kg}\cdot^\circ\text{K})$]
ε Emissivität	Verhältnis der über das gesamte Spektrum gemittelten Wärmestrahlungsleistung in Richtung der Flächennormale eines Körpers und der entsprechenden Wärmestrahlungsleistung eines schwarzen Körpers gleicher Temperatur. [1]
h Konvektionskoeffizient	Wärmeleistung durch Konvektion an der Oberfläche eines Körpers auf einer Fläche von 1 m^2 bei einer Temperaturdifferenz von 1°K zwischen Körperoberfläche und Fluid. [$\text{W}/(\text{m}^2\cdot^\circ\text{K})$]

Abbildung 3 zeigt schematisch und zusammenfassend die Mechanismen des Wärmetransports des menschlichen Körpers bei der Leichenabkühlung.

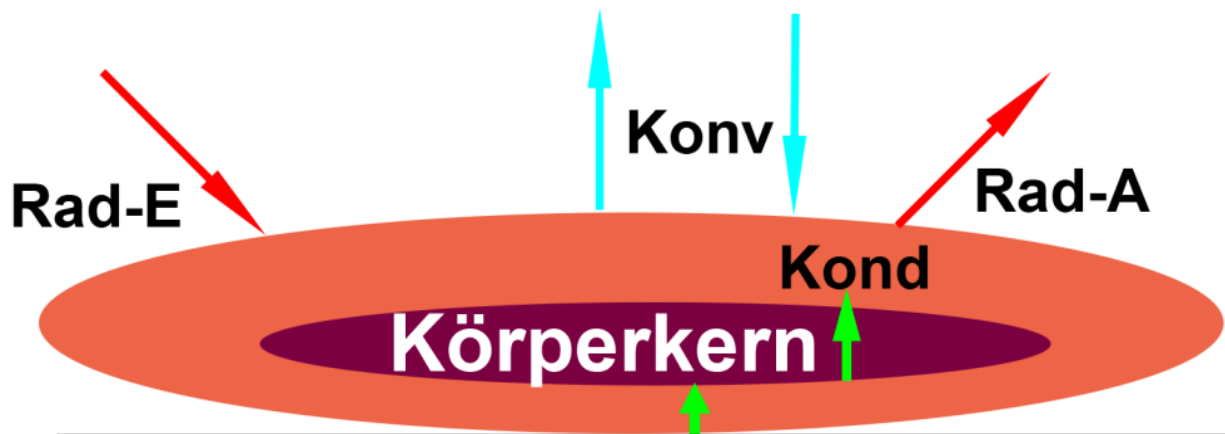


Abbildung 3 - Wärmeübertragungsarten; Rad-E = Einfallende Wärmestrahlung auf den Körper, Rad-A= Abgegebene Wärmestrahlung vom Körper, Kond = Konduktion (grün), Konv= Konvektion (hellblau, jeweils eingehend und abgehend vom Körper), dunkelrotes Oval kennzeichnet den Körperkern, hellrotes Oval den peripheren Körper, die schwarze horizontale Linie stellt eine fiktive Auflagefläche des Körpers dar.

Generell besteht für die genannten physikalischen Größen eine direkte oder indirekte Abhängigkeit von der Umgebungstemperatur. Im für die Leichenabkühlung zumeist relevanten Temperaturbereich von 0 °C bis 40 °C, besteht keine oder nur eine geringe Temperaturabhängigkeit der Materialparameter für die typischen Körpergewebe, so dass für die FE-Berechnungen die Materialparameter als Konstanten angesetzt werden können.

3.1.5 Das Finite-Element-Modell der Leichenabkühlung nach MALL

In der vorliegenden Arbeit wurde für die Simulationen der p.m. Abkühlung das FE-Modell eines menschlichen Körpers nach Mall (Mall and Eisenmenger, 2005a, Mall and Eisenmenger, 2005b, Mall, 2000) verwendet. Das FE-Gitter wurde mit Hilfe des Modellierungstools und Prä- und Postprozessors MENTAT der Firma MSC Software Corporation manuell erstellt.

Abbildung 4 zeigt das FE-Modell eines Menschen (Mall, 2000), welches aufgrund der Körpersymmetrie nur halbseitig modelliert ist. Es besteht hauptsächlich aus Hexaeder-Elementen. Ferner ist in Abbildung 4 der dem rektalen Messpunkt in 12 cm Eindringtiefe entsprechende Knoten des FE-Modells gekennzeichnet. Dieser wird zur Extraktion der Temperatur-Zeit-Kurve $T(t)$, also der *Modellkurve* des FE-Verfahrens zur TTS herangezogen. Ein durchschnittliches Element des FE-Modells hat in x- y- und z-Richtung Kantenlängen von etwa 2,5 cm. Die Form ist allerdings stark von der Lage der Elemente abhängig. Das Basismodell unterscheidet die Gewebetypen: Haut, (subkutanen) Fett, Knochen, Hirn, Gesichtsteile, Halsweichteile, Mediastinum, Lunge, Bauch, Magen-Darm-Trakt (MDT), Becken (Organe) und Nierenlager. Sie sind in Bezug auf Massendichte, spezifische Wärmekapazität, Wärmeleitfähigkeit und Emissivität spezifiziert. Abbildung 55 fasst diese Kenngrößen zusammen. Zum FE-Modellkörper wurde eine Stahlunterlage, ähnlich einer üblichen Leichentrage, als Auflage modelliert.

Tabelle 45 (Anhang) zeigt die physikalischen Kenngrößen des FE-Modells. Speziell im FE-Modellkörper von Mall (2000) gilt, dass an der direkten Grenzfläche zwischen Körper und Umgebung durch Konvektion der höchste Wärmetransfer zwischen Körper und Umgebung zu erwarten ist (Mall, 2000). Für die gesamte Oberfläche der Leiche, welche etwa 1,7 m² beträgt, ist auch die Wechselwirkung der Wärmestrahlung zu berücksichtigen. Die Haut wird dabei als sogenannter *grauer* Strahler modelliert, welcher diffus und weitgehend

wellenlängenunabhängig strahlt (Langeheinecke et al., 2013), (Çengel, 2015) und (Werner, 1984).

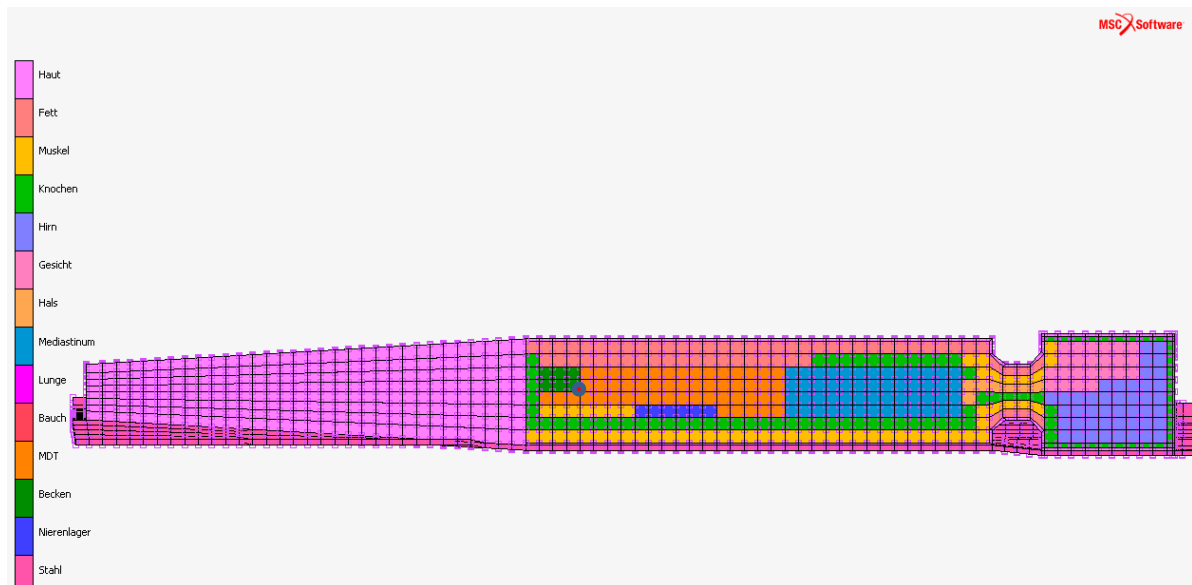


Abbildung 4 - Finite-Elemente-Modell eines Menschen aus Mall (2000) mit Kennzeichnung des rektalen Messpunktes (roter Punkt mit blauem Kreis in der Beckenregion)

Abbildung 5 und Abbildung 54 im Anhang zeigen das in Mall (2000) modellierte Anfangstemperaturfeld des FEM. Das Anfangstemperaturprofil des Modellkörpers wurde im Basismodell Mall (2000) nach dem Schemata der menschlichen Temperaturverteilung bei Zimmertemperatur ohne Aktivität erstellt.

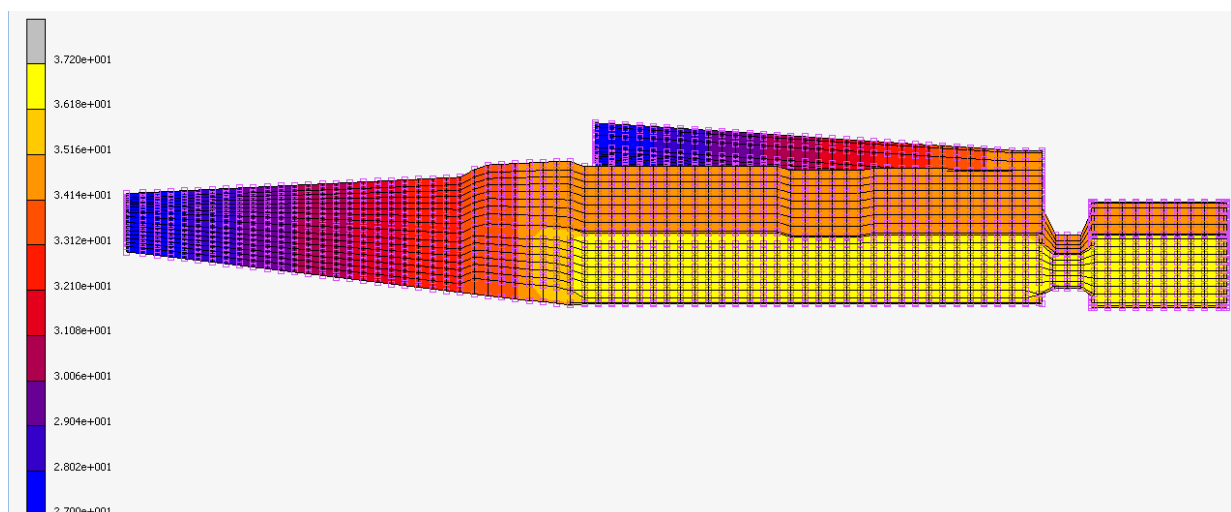


Abbildung 5 - Anfangstemperaturfeld im FE-Modell des p.m. abkühlenden Menschen nach Mall (2000), gradierte Farbdarstellung von gelb (warmer Körperkern) bis dunkelblau (kühlerer Peripherie)

Der rektale Temperaturmesspunkt (Knotenpunkt 1517) liegt in der 37,2°C warmen Kernzone. Die am weitesten peripher gelegenen Areale der Extremitäten sind mit einer Anfangstemperatur von 27°C belegt. In 11 Abstufungen von jeweils 1°C sind weitere Iso-Temperatur-Schichten bis zum Körperkern mit 37,2°C angeordnet. Im FE-Modell nach (Mall, 2000) sind als Randbedingungen neben der Temperaturstrahlung noch die Konvektionskoeffizienten als Eingangsparameter beschrieben. Als vorbereitenden Schritt für einen Simulationslauf berechnet der Prozessor Marc das sogenannte Radiation-View-Factor-File. Dabei wird für jedes Paar (A, B) von Elementflächen an der Oberfläche des Modells mit Hilfe eines Monte-Carlo-Verfahrens berechnet, welchen Flächenanteil der die Fläche B umhüllenden Sphäre Fläche A von Fläche B aus gesehen abdeckt. Die Radiation-Viewfactors sind keine Materialparameter, sondern hängen ausschließlich von der Gesamtgeometrie des Modells selbst ab. Die Viewfactors werden benötigt, um die Strahlungswirkung verschiedener Körper bzw. des Körpers auf sich selbst zu bestimmen. Im Softwarepaket MSC Marc-Mentat[®] wird für das FE-Modell der Konvektionskoeffizient¹ h für den Körper und die Stahlwanne angegeben. Der Konvektionskoeffizient ist in erster Näherung ebenfalls ausschließlich von der Körpergeometrie abhängig. Auf Basis der in Mall (2000) demonstrierten Kalibrierung und Validierung des FE-Modells sowie der abschätzenden Berechnungen mit Hilfe eines Zylinders erscheint ein globaler Schätzwert von $h=3,3 \text{ W}/(\text{m}^2 \text{ } ^\circ\text{K})$ als Faktor für die freie Konvektion des gesamten Körpers als gute Approximation (de Dear et al., 1997). Für die Stahltrage als Modelluntergrund wurden aufgrund ihrer Geometrie approximierende Formeln für senkrechte- und waagerechte Flächen nach Çengel (2015) verwendet. Diese sind vor jeder FE-Simulation unter Berücksichtigung der Wannengeometrie und der Temperaturen neu zu berechnen (Mall and Eisenmenger, 2005a).

Nach der Eingabe der beschriebenen Inputparameter kann eine Berechnung des Temperatur-Zeit-Verlaufes mit Hilfe der Solvereinheit des Prozessors Marc erfolgen. Im Prä- und Postprozessor Mentat kann das Ergebnis als graphische Darstellung des Temperaturfeldes $T(r, t)$ für den gesamten Körper als Funktion der Zeit t p.m. und des Ortes r ausgegeben werden.

¹ $Q(r) = h(r) (T_s - T_U)$; $Q(r)$: Räumliches Wärmeleistungsfeld, h : Konvektionskoeffizient, T_s : Oberflächentemperatur, T_U : Umgebungstemperatur

Die Ausgabe der Temperatur Zeit-Kurve $T(t)$ für einen einzelnen Knoten kann prinzipiell für jeden Netzknoten erfolgen.

Das FE-Modell nach den Arbeiten Mall (Mall and Eisenmenger, 2005a, Mall and Eisenmenger, 2005b) wird bereits seit anderthalb Jahrzehnten für reguläre Fälle der Todeszeitbestimmung in der rechtsmedizinischen Praxis eingesetzt. Ein nennenswerter Vorteil gegenüber den empirischen Methoden ist die Möglichkeit, die Modellgeometrie an reelle Konstitutionsparameter wie die Körperlänge anzupassen. Dies geschieht über sogenannte Skalierungsrechnungen auf Basis einer einfachen Verhältnisgleichung. Dadurch werden mittels eines Templates zwei Skalierungsfaktoren berechnet. Der Skalierungsfaktor k_1 ist für die Streckung ($k_1 > 1$) bzw. Stauchung ($k_1 < 1$) in der z-Achse (Patienten- oder Längsachse) und damit für die Anpassung der Modellhöhe (Abstand Scheitel – Sohlenbene) an die Körperlänge KL des Falles vorgesehen. Die Streckung bzw. Stauchung der x- und der y-Achse (Tiefenebene) wird durch den Skalierungsfaktor k_2 realisiert, um die Modellmasse nach erfolgter Längen Anpassung mittels k_1 via Veränderung des Modellvolumens mit k_2 an die Körpermasse m des Falles anzupassen. Nach Anwendung der Faktoren k_1 und k_2 wird das FE-Modell als das *Standard-FE-Modell* des jeweiligen Falles bezeichnet.

Nachteilig an dieser Methode wirkt sich die generelle Proportionsänderung der Gewebetypen aus. In Bezug auf das Muskel- und Fettgewebe liegt jedoch kein proportionaler Zusammenhang vor. Vielmehr gibt es einen Anteil in den beiden Variationen der Komponenten, der vom jeweils anderen stochastisch unabhängig zu sein scheint. Die spezifische Konstitution und Gewebeverteilung einer Leiche kann mit Hilfe computertomografischer Untersuchungen erschlossen werden. Diese Informationen sind unmittelbar von Nutzen, um das bestehende FE-Modell zu individualisieren.

Die anatomische Anpassung des bestehenden FE-Modells über die Anpassung der Skalierungsfaktoren hinaus wird als *Individualisierung des FE-Modells* bezeichnet und kann die Genauigkeit der Todeszeitschätzung erhöhen. Auswirkungen der anatomischen Anpassung können an Hand von Fällen mit bekannter Todeszeit und langfristiger, zeitnah nach dem Tode begonnener Aufzeichnung der Rektal- und Umgebungstemperatur analysiert werden (siehe z.B. Muggenthaler et al. (2012)).

Mit Hilfe der FEM bei der TTS ist es prinzipiell möglich, das komplexe Zusammenwirken der einzelnen Faktoren, wie der thermischen Wechselwirkungen der Gewebetypen, der

Konvektion der Leichenoberfläche und des umgebenden Untergrundes sowie der Wärmestrahlung, zu berücksichtigen (Mall and Eisenmenger, 2005a, Mall and Eisenmenger, 2005b). Das Fettgewebe als isolierende Grenzschrift unter der Haut der Leichen nimmt dabei einen zentralen Stellenwert ein (siehe z.B. (Schenkl et al., 2017, Weiser et al., 2018)).

Für die praktische rechtsmedizinische TTS ist eine individualisierte FE-Modellierung sehr aufwendig. Daher wird als mittelfristige Zwischenlösung statt einer individualisierten FE-Modellierung die Erstellung einer relativ geringen Anzahl von FE-Modelltemplates angestrebt. Modelltemplates könnten durch einfache Transformation im FE-Präprozessor der jeweiligen Leichenkonstitution angepasst werden. Als Template-Indikatoren wären insbesondere leicht erfassbare anthropologische Maße und daraus zu errechnende Indices wie WHR und BMI geeignet. Im Rahmen der Verwirklichung dieser mittelfristigen Anwendungsperspektive für Modelltemplates ist der in der vorliegenden Arbeit durchgeführte Entwicklungsschritt sinnvoll, den maximalen Einfluss von anthropometrischen Messgrößen auf die TTS mit individualisierten FE-Modellen zu untersuchen.

3.1.6 Dreikomponentenphantom

Im Rahmen einer Vorstudie am Institut für Rechtsmedizin Jena wurde ein sogenanntes *Dreikomponentenphantom* aus den Bestandteilen Bienenwachs als Fettimitat, Kochsalzlösung als Muskelimitat und Rinderknochen hergestellt. Die Ergebnisse in Bezug auf das Abschwächungsprofil der Materialien im CT, die vereinfachte automatische Segmentierbarkeit der Materialien der drei Komponenten des Phantoms im CT-Bild (Hubig et al., 2018b) und die Berechnung der Abkühlkurve mittels FEM wurden bereits veröffentlicht (Schenkl et al., 2017). Im Vergleich zur menschlichen Leiche stellt das Phantom sowohl geometrisch als auch in Bezug auf die automatische Segmentierbarkeit der Materialien im CT-Slice eine deutliche Vereinfachung dar.

Gegenüber dem bestehenden FE-Modell eines Menschen (Mall, 2000) liegen bei den FE-Simulationen am Gewebephantom folgende Vereinfachungen vor Schenkl et al. (2017):

1. Homogenes Anfangstemperaturfeld
2. Reduktion der Gewebetypen (organische Imitate für Fett, Knochen und Muskel)
3. Stoffwechselfreie Gewebeimitate (Keine innere Energieerzeugung)

4. Vereinfachung der Geometrie des Auflage-Untergrundes und der thermischen Strahlungsbedingungen in der Klimakammer

Aufgrund der reduzierten Zahl von Einflussfaktoren auf den Abkühlungsvorgang des Phantoms im Vergleich zur Abkühlung einer menschlichen Leiche kann die Bedeutung einzelner Faktoren für die Genauigkeit der Schätzung des Abkühlungsbeginns mittels einer FE-generierten Modellkurve des Abkühlungsvorganges beurteilt werden (siehe: Schenkl et al. (2017)).

Die Abkühlung des Phantoms auf Umgebungstemperatur konnte simuliert werden. Durch einen Vergleich der Simulation mit den gemessenen Temperatur-Zeit-Kurven einer Abkühlung des Phantoms auf Umgebungstemperatur wurde die Validität der FEM-gestützten Schätzung der Abkühlungszeit bewertet.

Die Arbeit Schenkl et al. (2017) war als Machbarkeitsstudie zur Verwendung halbautomatisch aus CT-Scans generierter FE-Modelle in der temperaturgestützten Todeszeitbestimmung konzipiert. Zum Test der Systemkette wurden mehrere Phantomkörper aus organischen Gewebeimitaten erstellt. Ausgehend von einem wenig komplexen Einkomponentenmodell aus reinem Bienenwachs (Fettimitat) hin zum geometrisch komplexeren Dreikomponentenmodell mit organischen und anorganischen Gewebeimitationen für Fett, Muskel und Knochen konnte der Transfer vom CT-Schnittbild in ein FE-Gitter mit anschließender thermischer Simulation des Abkühlungsverhaltens gezeigt werden. Abbildung 6 zeigt die im Gesamten als Temperature-based Cooling time Estimation (TCE) bezeichnete - am Phantom entwickelte - Systemkette. Mit Hilfe von Validierungsrechnungen, der gemessenen Abkühlkurve und dem rechnerischen Abgleich mit der simulierten Modellkurve des FE-Modells konnte der TCE-Ansatz am Dreikomponentenphantom validiert werden. Zusätzlich konnten durch eine Sensitivitätsanalyse in der Arbeit Schenkl et al. (2017) für das FE-Modell des Phantoms und in der Publikation Weiser et al. (2018) an einem halbautomatisch aus einem CT-Scan generierten FE-Modell eines menschlichen Körpers relevante Parameter (Materialeigenschaften, Umgebungstemperaturen, Anfangstemperaturfeld) auf deren spezifischen Einfluss auf die Schätzung der Abkühlzeit untersucht werden.

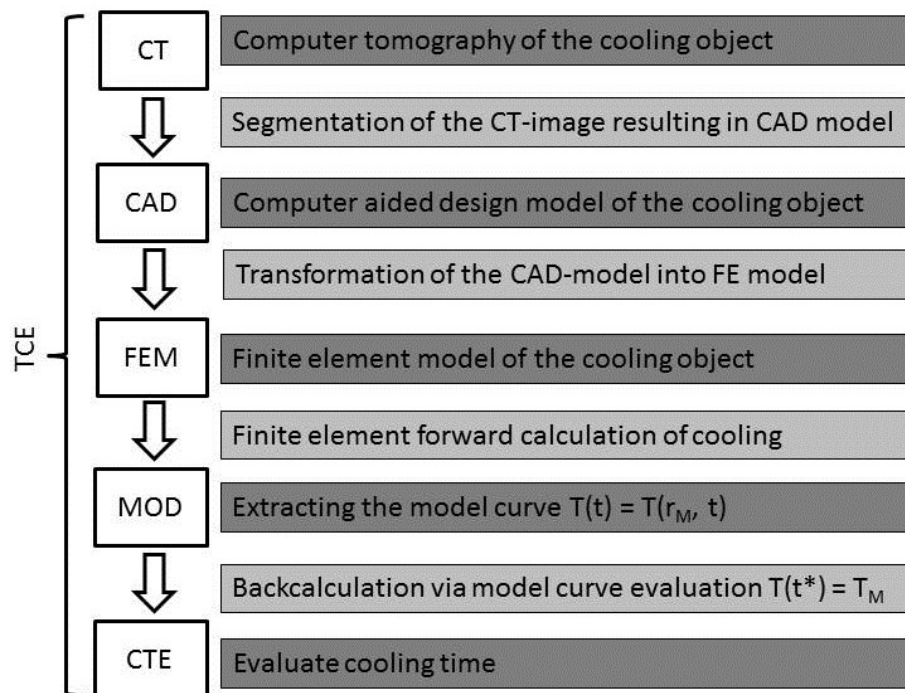


Abbildung 6 - Systemkette zur Berechnung der Abkühlungskurve aus CT-Daten für Phantome² aus Schenkl et al. (2017).

Es konnte in Schenkl et al. (2017) gezeigt werden, dass die Todeszeitschätzung eine hohe Sensitivität in Bezug auf die das Produkt von Dichte und spezifischer Wärmekapazität von Salzwasser als Muskel- und Bindegewebsäquivalent, sowie von fettäquivalentem Bienenwachs aufweist. In Weiser et al. (2018) wurde dieser Zusammenhang für Fett- und Muskel-/Bindegewebe, im Vergleich zu der Abhängigkeit von den übrigen Materialeigenschaften des Leichnams, bestätigt. Abbildung 8 zeigt die Sensitivität der Todeszeitschätzung mit dem menschlichen FE-Modell aus Weiser et al. (2018) für verschiedene Einflussfaktoren. Neben dem Einfluss der Umgebungstemperatur und der Anfangstemperatur zeigt sich insbesondere die Bedeutung des Produktes Dichte ρ und spezifische Wärmekapazität C_p für Fett- und Muskelgewebe. Dementsprechend erscheint es

² $T(t) = T(r_M, t)$ Computed model curve (berechnete Modellkurve); t^* Result of cooling time estimation (CTE) using the model curve $T(t)$ and the measurement T_M (Simulationsergebnis: Temperatur Zeit- Verlauf der Abkühlung)

für eine Weiterentwicklung der FE-gestützten TTS notwendig, Fettgewebe im menschlichen Körper volumetrisch korrekt und mit passenden Materialeigenschaften abzubilden.

3.2 Das menschliche Fettgewebe aus biologisch-anthropologischer Sicht

Der umgangssprachlich als Fettgewebe bezeichnete Gewebetyp ist aufgrund seiner vielfältigen Funktionssysteme und Regulationsmechanismen als heterogenes Organ zu betrachten. Es besteht aus stoffwechselaktiven Zellen, den Adipozyten. Adipozyten sind hochspezialisierte Zellen, welche eine Hauptrolle im Energiestoffwechsel aller Vertebraten aufweisen (White and Stephens, 2010). Für die inhaltlichen Betrachtungen in der vorliegenden Arbeit sind insbesondere die physikalischen, aber auch die biologischen und chemischen Eigenschaften des menschlichen Fettgewebes von Bedeutung. Das Fett beeinflusst je nach seiner räumlichen Verteilung die Abkühlung bestimmter Körperregionen. Von Bedeutung für die FEM-basierte Todeszeitschätzung sind daher insbesondere die thermisch isolierenden Eigenschaften des menschlichen Fettgewebes. Daher ist eine quantitative Bestimmung der Masse des menschlichen Fettgewebes im Bauchraum für die FE-basierte TTS von Interesse. Hierfür ist es nützlich, die quantitative Schätzung der Masse des menschlichen Bauchfettes via CT mit den traditionellen Schätzungsmethoden der Anthropologie zu vergleichen.

3.2.1 Biologische und chemische Betrachtungen – anatomisch-physiologische Eigenschaften

Das menschliche Fettgewebe unterscheidet sich nach Lokalisation und Funktion. Der Anteil brauner Fettgewebszellen ist für die Thermogenese von großer Bedeutung. Beim adulten Menschen beträgt er ca. 0,5% bis 1% (Cinti, 2010). Neuere Untersuchungen deuten auch bei erwachsenen Personen ein gewisses metabolisches Potential des braunen Fettgewebes an (Gerngroß et al., 2017). Im Fokus dieser Arbeit steht allerdings das weiße Fettgewebe. Im Abdomen lässt sich das weiße Fettgewebe in drei wichtige Kompartimente einteilen: subkutanes Fett befindet sich fast vollumfänglich im Unterhautgewebe am Körper, viszerales Fett in der freien Bauchhöhle umschließt insbesondere die inneren Organe und omentales Fett

am Bauchfell grenzt das viszerale Fettgewebe zu den Strukturen außerhalb der Bauchhöhle ab (siehe Abbildung 7 und Markman (1987)).

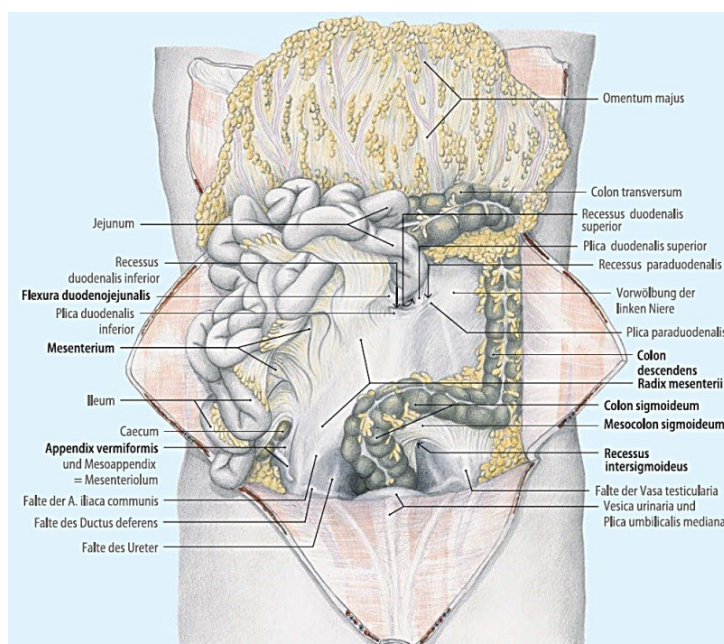


Abbildung 7 - Anatomie und Fettgewebsverteilung des Bauchraums - verändert nach Wilk (2013)

Aus zellbiologischer Sicht unterscheiden sich die zwei Hauptkomponenten, das viszerale (VAT) und das subkutane Fettgewebe (SAT) leicht. Die Differenzierung zeigt sich auch in Form der Funktion beider Gewebeanteile. Subkutanes Fettgewebe ist vorrangig als Langzeitspeicher ausgelegt. Der viszerale Gewebetyp in direkter Nähe zu den inneren Organen, insbesondere zur Leber, erfüllt primär kurzzeitige Speicherabfragen im Fettmetabolismus (Thomou et al., 2010). Beide Fettarten sind dennoch gleichermaßen in mehr oder minder großem Umfang am menschlichen Abdomen als persistenter Speicher ausgeprägt, insofern die Einlagerung den Abruf der Speicherkapazität überschreitet. Die ebenfalls gewünschte Schutzfunktion des Fettgewebes, insbesondere im Bereich des Nierenlagers, bringt physiologische Anpassungen mit sich. Diese, nur in geringem Umfang vorhandenen Fettgewebssubtypen, zeichnen sich durch einen gesteigerten Anteil integrierter, bindegewebiger Fasern und einen höheren Schmelzpunkt aus (Rauen and Rauen-Buchka, 1975). Dichteunterschiede von Geweben können genutzt werden um diese mittels bildgebender Verfahren (CT, PET-CT, MRT) zu differenzieren. Ob eine durch zelluläre bzw. dichteabhängige Änderung des Grauwertprofils im CT messbare Differenzierung von VAT sowie SAT möglich ist und ob VAT und SAT ein signifikant unterschiedliches

Abkühlungsverhalten aufweisen, war umfassenden Literaturrecherchen zufolge, bislang nicht Gegenstand der Forschung.

Triacylglycerine stellen 95% des Speicherfetts in Adipozyten dar (Löffler, 2014). Die Zusammensetzung der Nahrungsfette hat Einfluss auf die Speicherzusammensetzung und insbesondere auf das Verhältnis von gesättigten und ungesättigten Fettsäuren (Field et al., 1985). Die chemische Differenzierung der menschlichen Fettgewebezusammensetzung zeigt eine durchschnittliche Verteilung von etwa 28% gesättigten Fettsäuren, 52% einfach ungesättigten Fettsäuren und 20% mehrfach ungesättigten Fettsäuren, welcher je nach Ernährungsweise schwankt und ethnisch different ist (Seidelin, 1995). Aufgrund ihrer Bedeutung für die Darstellung im CT-Bild ist die Zusammensetzung des Fettgewebes nach Elementen unter Berücksichtigung der Gewichtsanteile in Tabelle 2 dargelegt.

Tabelle 2 - Gewichtsanteile einzelner Elemente des Fettgewebes (nach NIST (Technology, 2014))

Element	H	C	N	O	Na	S	Cl
Gewichtsanteil	0.114	0.598	0.007	0.278	0.001	0.001	0.001

Der Energieinhalt des Fettgewebes wird allgemein mit 9,3 kcal/g angegeben (Lippert, 2011). In Tabelle 10 sind die thermischen Materialparameter von Körperfett angegeben, die die Isolationseigenschaften des Fettgewebes bedingen. Tabelle 3 fasst verschiedene Literaturangaben zur Massendichte von menschlichem Fettgewebe zusammen. Für die dichteabhängige Darstellung der Gewebe im CT erscheint die intrakategoriale Variabilität des Fettgewebes relevant.

Tabelle 3 - Übersicht über Massendichteangaben von Fettgewebe in der Literatur

Autor	Dichtewert Fett [g/cm ³]	Temperatur der Messung [°C]
SIRI (Siri, 1956)	0,940	36-37
FIDANZA (Fidanza, 2003)	0,917	15
KEYS (Keys and Brožek, 1953)	0,948	36-37
DUCK (Duck, 1990)	0,916	-
National Institut of Standards and Technology (NIST) (Technology, 2014)	0,95	-
LOCHNER et al. (Lochner et al., 2010)	0,949	-

Abbildung 8 zeigt, dass die Dichte von Fettgewebe der drittgrößte thermische Einflussfaktor auf die Abkühlung von Geweben ist (Weiser et al., 2018).

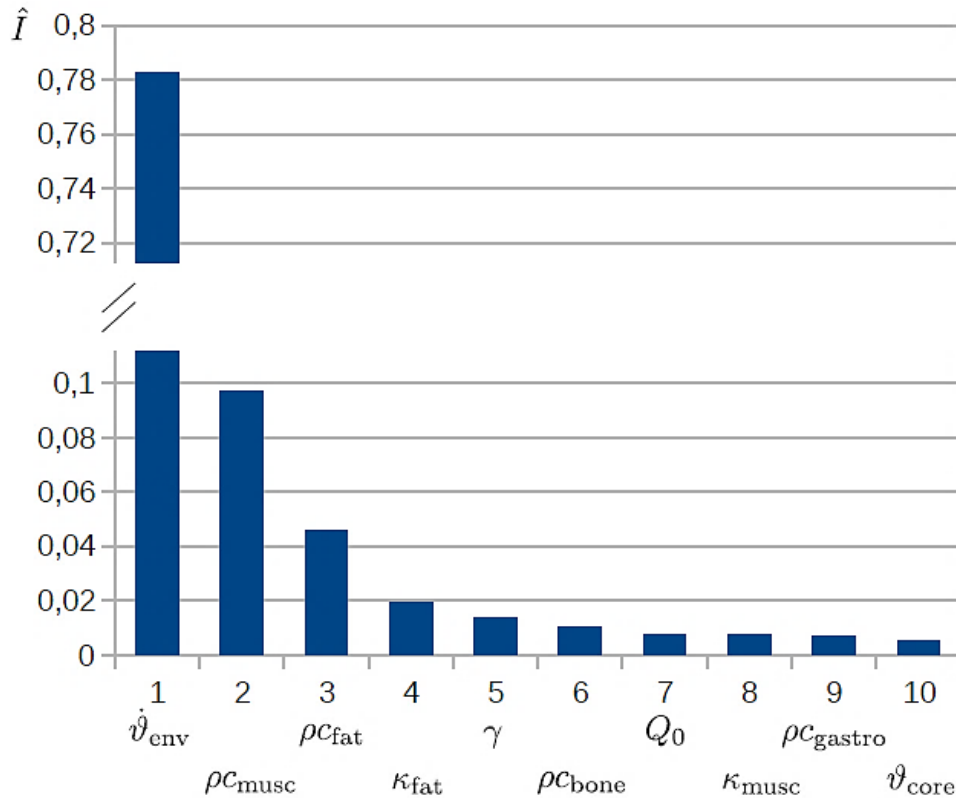


Abbildung 8 - Relative Verbesserung \hat{I} der Standardabweichung des relativen FE-Todeszeitschätzers bei ausschließlicher Reduktion der Standardabweichung des jeweiligen Parameters (aus: Weiser et al. (2018))

Der Dichtewert des Fetts zeigt in Tabelle 3 eine große Variabilität. Als primäre Faktoren können der variable Wasseranteil im Fettgewebe (Siri, 1956, Thomas, 1962) und altersabhängige Einflüsse (Hermanussen, 2013, Lochner et al., 2010) benannt werden. Hinzu kommen die Abhängigkeit von der Temperatur (Fidanza, 2003) und die Art der Gewebeprobe (Leiche, Biopsie (Mall, 2000)). Mit der Bezeichnung F/G für den Anteil der Masse des Fettes an der Masse des gesamten Gewebes gilt dann:

$$\frac{F}{G} \uparrow 100\% \Rightarrow \rho \downarrow 0,9 \frac{g}{cm^3}; \frac{F}{G} \downarrow 0\% \Rightarrow \rho \uparrow 1,1 \frac{g}{cm^3}.$$

Auf Grundlage der Literaturdaten (Vergleich Tabelle 3) muss davon ausgegangen werden, dass nicht von einem diskreten Dichtewert für Fettgewebe gesprochen werden kann, sondern vielmehr von einer gültigen Wertespanne.

3.2.2 Fettgewebe in der Anthropologie

Bei der praktischen Tatortarbeit müssen primär forensische Gesichtspunkte untersucht werden, so dass eine Bestimmung der Körperzusammensetzung zunächst in den Hintergrund tritt. Invasive Methoden wie die chemisch- destruktive Analyse von Geweben stellt eine Untersuchungsart bei Versuchstieren dar. Die rechtsmedizinische Obduktion menschlicher Leichen erlaubt aus methodischen und formalen Gründen keine zusätzliche, tatunabhängige, invasive Zerstörung von Leichengewebe. Relevante Organteile müssen häufig zur Befunderhebung oder weiteren Untersuchungen gesichert werden. Zur Bestimmung der Körperzusammensetzung und Quantifizierung des Fettanteils am Menschen sind allerdings nichtinvasive Methoden der biologischen Anthropologie verfügbar (Heyward, 2004).

Mit herkömmlichen anthropometrischen Methoden kann eine Schätzung der Massen des gesamten Körperfetts und des subkutanen Anteils anhand von Caliper-Messungen direkt an Hautfalten erfolgen. Zur Schätzung des viszeralen Fetts muss vorrangig auf Umfangsmaße wie das waist-to-hip-ratio (WHR) zurückgegriffen werden, sofern nicht indirekte volumetrische Verfahren benutzt werden können. Die Körperzusammensetzung kann, basierend auf anthropometrischen Daten durch verschiedene Regressionsformeln berechnet werden (Wilmore and Behnke, 1969, Lohman, 1981, Heyward, 2004). Das Alter hat einen Einfluss auf die Physiologie des Fettgewebes. Im Bereich der senilen Altersstufe ist ein fortschreitender Verlust des subkutanen Fettgewebes an den Extremitäten beschrieben (Bunout et al., 2007). Das Heranziehen verschiedener Altersgruppen beider Geschlechter ist für eine experimentelle Untersuchung daher Bedingung.

Der durchschnittliche Gesamtfettanteil beträgt etwa 8-18% des Körpergewichts bei Männern und 14-28% bei Frauen (Cinti, 2010). Allgemein weisen Frauen mehr subkutanes Fett und Männer mehr viszerales Fettgewebe auf. Im Durchschnitt sind etwa 20% der Gesamtfettmasse beim Mann und nur 6% bei der (prämenopausalen) Frau dem viszeralen Fettgewebe zuzuordnen (Thomou et al., 2010). Die geschlechtsspezifische Fettsakkumulation spielt in Bezug auf die Verteilung des viszeralen und subkutanen Fettgewebes eine große Rolle. Die Lage von Fettschichten im Körper beeinflusst je nach deren Mächtigkeit die Abkühlung bestimmter Körperregionen. Grundlegend lässt sich ein gynoides und androides Fettverteilungsmuster unterscheiden. Der gynoide Typ zeigt mehrheitlich subkutane Fettanlagerungen im Bereich der unteren Extremitäten und des Gesäßes. Die androide Form geht mit mehrheitlich viszeraler/abdominaler Fetteinlagerung einher (Hermanussen, 2013, Hu,

2008). Es ist dabei nicht als Regel, allerdings als signifikante Häufung anzusehen, dass Männer eher zur androgenen und Frauen zur gynoiden Fettverteilung neigen (Knußmann, 1996, Pou et al., 2009).

Anthropometrische Methoden liefern häufig nur eine grobe Abschätzung der Fettanteile. Durch die punktuelle Messwerterfassung und die Verwendung von typischen Anteilsverhältnissen kann zwar der über den Körper verteilte Fettgewebsanteil abgeschätzt werden, lokal weichen diese Schätzwerte jedoch oft deutlich von der tatsächlichen Ausprägung ab. Das Gesamt-SAT-Volumen am menschlichen Körper spielt in der Anthropometrie nur eine untergeordnete Rolle und wird meist nur aufgrund von lokalen Calipermessungen im Abdomen und den oberen Extremitäten geschätzt. Für die Schätzung des anthropometrisch nur indirekt erfassbaren VAT werden hingegen eine Vielzahl methodischer Ansätze in der Literatur beschrieben (Després et al., 1991, Kissebah and Krakower, 1994, Kuk et al., 2006, Hu, 2008, Bosy-Westphal et al., 2010, Eastwood et al., 2013). Zur Verifizierung der erhaltenen anthropometrischen SAT und VAT-Abschätzungen wird oftmals auf bildgebende Verfahren wie das CT zurückgegriffen (Mitsopoulos et al., 1998).

3.2.3 Erfassung menschlicher Gewebetypen durch Computertomografie und CFES-Quantifizierung und -Quasi-Segmentierung

Bildgebende Verfahren können zur Todesursachenklärung und zur Beantwortung weiterer rechtsmedizinischer Fragestellungen beitragen (Püschel et al., 2015, Dettmeyer and Verhoff, 2011). Hierfür hat sich der Terminus „Virtopsy“ etabliert (Badam et al., 2017, Gascho et al., 2018, Vock, 2009) etabliert hat.

Ein erster Schritt zu einer quantitativen Verwendung von CT-Scans waren die von Fullerton (1980) auf Grundlage der Physik des Röntgens bzw. der Massendichte von organischem Gewebe für Fett und Muskel berechneten, idealen CT-Zahlen von einzelnen Gewebetypen. Unter rein physikalischen Gesichtspunkten lässt sich aus dem CT-Grauwert histogramm für jedes Material bei ausreichender a priori Information der zugehörige zentrale Hounsfield-Unit (HU) -Wert mit einer gewissen Streuung berechnen. Menschliches, ebenso wie tierisches Fett- und Muskelgewebe sind aber aufgrund der ähnlichen materialspezifischen Eigenschaften im CT schwierig voneinander zu trennen (Fullerton, 1980, Glasbey and Robinson, 2002). Eine

automatische und präzise Detektion und Darstellung der Fett- und Muskelkompartimente auf makroskopischer Ebene stellt somit einen aktuellen Forschungsgegenstand dar (Hege, 2007, Sun et al., 2016, Wald et al., 2012, Ohshima et al., 2008, Park et al., 2010, Pednekar et al., 2005). Die Entwicklung einer automatischen Gewebesegmentierung Hand von CT-Schnittbildern wird durch Limitationen wie Auflösung und Kontrast des Roh-CT Bildes gehemmt. Die Gewebetrennung bzw. -zuordnung ist durch Partialvolumeneffekte (Kalender, 2006), sogenannte Mixed-Pixel an Gewebegrenzen (Glasbey and Robinson, 2002) erschwert. CT-Bilder sind mit herkömmlichen Photographien vergleichbar, insofern, als beide ein Intensitätsmuster elektromagnetischer Strahlung in ein Schwärzungsmuster auf dem Bildschirm transformieren. Allerdings befindet sich der Wellenlängenbereich der Röntgenstrahlung jenseits des Spektralfensters der für den Menschen sichtbaren Strahlung. Um das im CT-Bild gegebene Intensitätsprofil für die Gewebetrennung nutzbar zu machen, ist eine Vielzahl von Verfahren verfügbar. Das klassische Schwellenwertverfahren (Vergleich: Otsu (1979)) findet dabei häufig Anwendung. Alternative Verfahren beruhen auf komplexen Bilderkennungssystemen und/oder der Verwendung von a-priori- Informationen (Ciesielski et al., 2007, Schutyser and Cleynenbreugel, 2006, Bai, 2013, Subramaniam et al., 2012, Pednekar et al., 2005). Zu großen Teilen sind die in der Literatur beschriebenen Verfahren als halbautomatisch zu bezeichnen, da sie Operatoreingriffe erfordern, um die a-priori-Information in das System einzubringen (siehe z.B. (Yoshizumi et al., 1999, Rogalla, 1998, Kongsro et al., 2008, Pednekar et al., 2005, Ohshima et al., 2008, Kanaly et al., 2011, Kullberg et al., 2017, Mitsiopoulos et al., 1998)). Alle genannten Systeme sind allerdings nur begrenzt anwendbar, um viszerale und subkutane Fett mit hoher Genauigkeit zu unterscheiden.

In der Arbeitsgruppe ‚Biomechanik‘ am Institut für Rechtsmedizin des Universitätsklinikums Jena wurde ein vollautomatischer Bildverarbeitungsalgorithmus zur CT-gestützten Körperfett-Quantifizierung und Quasi-Segmentierung [CT-histogram-based Fat Estimation and quasi-Segmentation] (CFES) entwickelt und in Hubig et al. (2018b) vorgestellt. Mit dem Algorithmus CFES wird eine Quasi-Segmentierung jedes Einzelbildes des CT-Scans in die Komponenten: Fett, Muskel/Bindegewebe, Knochen und Luft durchgeführt. Der Algorithmus ist vollautomatisch, Operatoreingriffe sind nicht notwendig.

In der vorliegenden Arbeit wird der CFES-Algorithmus eingesetzt, um die Fettquantifizierung und Differenzierung in Viszeral- und Subkutanfett im Abdomenbereich menschlicher Leichen

durchzuführen. Die Anwendbarkeit und Korrektheit des CFES-Algorithmus wurde bislang lediglich an einer Triade aus einem simulierten CT-Slice mit bekannten Anzahlen von Pixeln für Fett- und Muskel-/Bindegewebe, dem CT-Scan eines Dreikomponentenphantoms und am CT-Scan des Abdomens einer realen Leiche praktisch getestet (Hubig et al., 2018b).

3.3 Motivation – Arbeitshypothesen

Die Segmentierung und volumetrische Erfassung von Muskel- und Fettgewebe aus CT-Bildern stellt eine nicht-triviale Aufgabe dar (Ezzat et al., 2014). Mit der vorliegenden Arbeit soll dazu beigetragen werden, die TTS mittels FEM durch Informationen über die Quantität und räumliche Verteilung des Körperfetts zu verbessern. Um dieses Ziel zu erreichen ist es notwendig zu prüfen, welche Messmethoden für die Erfassung der Gewebeschichtdicken und Volumen am geeignetsten sind. Ein zentrales Ziel der vorliegenden Arbeit ist es, den in der Arbeitsgruppe entwickelten Fettquantifizierungs- und Quasi-Segmentierungs-Algorithmus CFES auf möglichst unterschiedliche CT-Schnittbilder echter Abdomen menschlicher Leichen anzuwenden und die ausgegebenen Fett-Lokalisationen, -Volumina und -Massen als Input für die FEM in der temperaturgestützten Todeszeitschätzung zu nutzen.

Unter Berücksichtigung des aktuellen Standes der Literatur und der eigenen Vorarbeiten lassen sich vier zentrale Arbeitshypothesen ableiten:

1. Ein in Bezug auf das Fettgewebe individualisiertes FE-Modell des menschlichen Körpers führt im Vergleich zum bisher verwendeten Standardmodell zu einer präziseren TTS.
2. Die Modellindividualisierung auf anatomischer und geometrischer Ebene führt zu einer verbesserten FE-gestützten TTS.
3. Bei Vorliegen eines geeigneten CT-Scans einer Leiche können mit dem Algorithmus CFES vollautomatisiert und daher reproduzierbar das Volumen und die Lokalisation des subkutanen und viszeralen Bauchfettes bestimmt werden. Diese Informationen stehen für eine Verbesserung der temperaturgestützten Todeszeitbestimmung im Sinne von 1. zur Verfügung.
4. Es lassen sich Optimalwerte für die CT-Parameter und den Wichtungsexponenten des CFES-Algorithmus in Bezug auf die temperaturgestützte Todeszeitbestimmung angeben.

4 Material und Methoden

Für die methodische Durchführung ergeben sich folgende relevante Untersuchungsphasen:

- Erstellung des Untersuchungskollektivs
- Erfassung von CT-Daten
- Erfassung von anthropometrischen Daten
- Entwicklungsschritte an CFES-Algorithmus zur Fettquantifizierung
- Anwendung CFES auf CT-Daten des Leichenkollektivs und des Phantoms
- Auswahl zweier Leichenabkühlungsdatensätze aus der Datenbank des IRM, nach größtmöglicher Ähnlichkeit zu zwei Fällen des Kollektivs
- Erstellung von individualisierten FE-Modellen für die beiden Beispielfälle
- FE-Simulationen der Leichenabkühlung mit den Modellvarianten
- Statistische Auswertung und Vergleich der gewonnenen Daten.

4.1 Experimentelle, anthropometrische Erfassung des Fettgewebes an Leichen

Für die Quantisierung des Fettgewebes von Leichen kamen traditionelle anthropometrische Methoden und der in Hubig et al. (2018b) vorgestellte CFES-Algorithmus zum Einsatz.

4.1.1 Untersuchungskollektiv

Zwischen 2013 bis 2017 wurden insgesamt 35 Leichen in das potentielle Untersuchungskollektiv aufgenommen. Die Auswahl geeigneter Leichen erfolgte aus dem Gesamtpool der im Institut für Rechtsmedizin angeordneten Sektionen, bei denen ein postmortaler CT-Scan angezeigt war. Für die am Leichenkollektiv erfolgten Untersuchungen wurden zwei unterschiedliche Subkategorien mit $N = 29$ für den anthropometrischen Messartvergleich und $N = 32$ Leichen für die CT-basierte Quasi-Segmentierung und Gewebsquantifizierung, gebildet. Die wesentlichen Ausschlusskriterien für beide Subkategorien sind in Abbildung 9 dargestellt. Tabelle 4 zeigt eine Übersicht aller 35 zunächst im Gesamtkollektiv zusammengefassten Leichen sowie der Subkategorien Anthropometrie sowie Quasi-Segmentierung und Gewebequantifizierung.

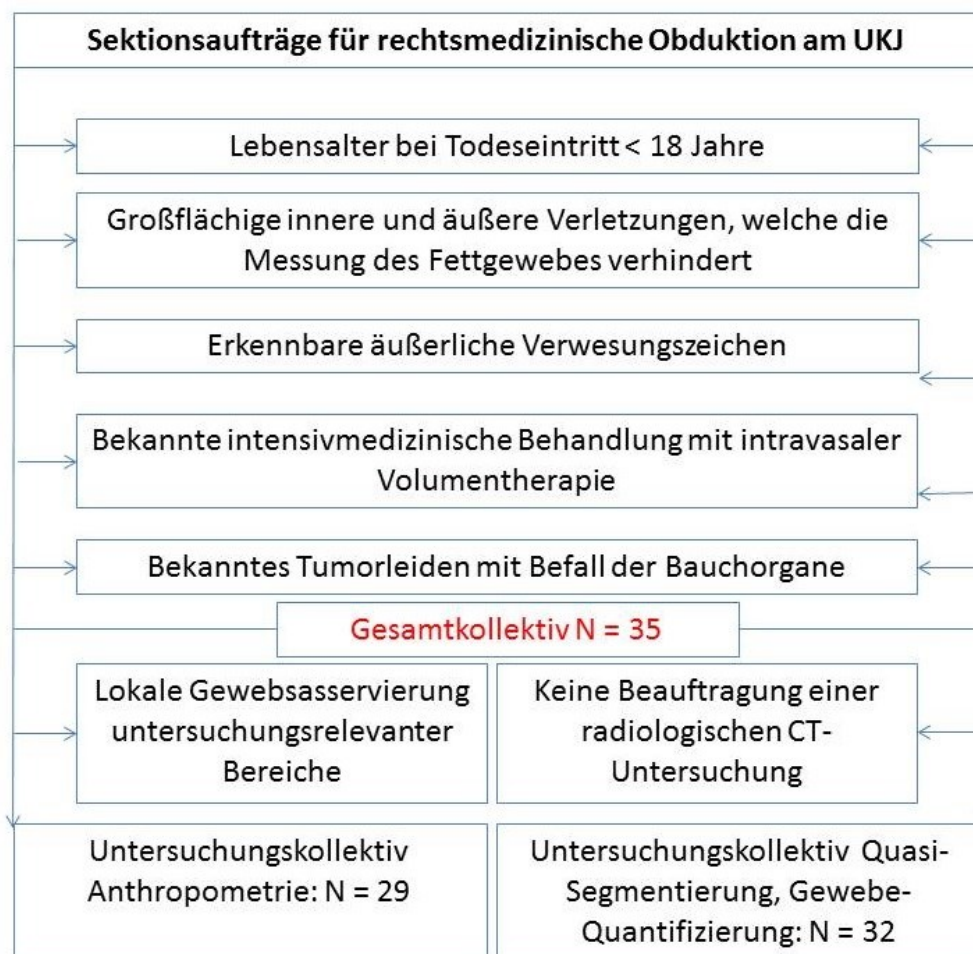


Abbildung 9 - Auswahl des Untersuchungskollektivs mit Ausschlusskriterien

Das CT und die Sektion erfolgten räumlich und zeitlich getrennt in den jeweiligen Instituten des Universitätsklinikums Jena (UKJ). Der CT-Scan wurde im Beisein des Versuchsleiters durch Mitarbeiter des Institutes für Diagnostische und Interventionelle Radiologie (IDIR) im UKJ durchgeführt. Die Sektion erfolgte in den Sektionsräumen des Institutes für Rechtsmedizin (IRM). Tabelle 4 zeigt die Daten aller in die erste Untersuchungsstufe einbezogenen Leichen. Ein Votum für die anonymisierte Auswertung der CT-Datensätze wurde bei der Ethikkommission des UKJ beantragt und von dieser unter der Bearbeitungsnummer: 5326-11/17 positiv bewertet.

Tabelle 4 - Übersicht des gesamten Leichenkollektivs

Untersuchungsnummer	Ausschluss 0 – partieller Ausschluss (0) bei Fehlen einzelner Messwerte / Subkategorie	Geschlecht [m] / [w]	Alter [a]	Körperlänge [m]	Körpergewicht [kg]
LFD-1		w	28	1,54	45
LFD-2		m	69	1,66	87
LFD-3		m	25	1,8	80
LFD-4	0 Anthropometrie + CT	m			
LFD-5		m	50	1,76	62
LFD-6		m	67	1,7	84
LFD-7		m	89	1,7	75
LFD-8		w	85	1,69	55
LFD-9		m	77	1,69	70
LFD-10	(0) Anthropometrie	w	60	1,63	84
LFD-11		m	50	1,74	74
LFD-12		w	76	1,67	41
LFD-13		m	83	1,79	59
LFD-14		m	40	1,65	61
LFD-15	0 Anthropometrie + CT	w	86	1,53	56
LFD-16		w	67	1,6	88
LFD-17		m	42	1,75	83
LFD-18		w	32	1,74	61
LFD-19		w	89	1,61	51
LFD-20		m	67	1,81	81
LFD-21		m	79	1,77	77
LFD-22		m	35	1,84	78
LFD-23		m	46	1,84	109
LFD-24		m	54	1,74	62
LFD-25	0 CT	m	23	1,86	113
LFD-26		m	75	1,75	75
LFD-27		w	53	1,63	92
LFD-28		w	45	1,63	54
LFD-29	(0) Anthropometrie	m	29	1,76	72
LFD-30	(0) Anthropometrie	m	41	1,78	102
LFD-31	(0)Anthropometrie	w	79	1,56	51
LFD-32		w	36	1,6	61
LFD-33		m	49	1,68	65
LFD-34		m	36	1,77	75
LFD-35		m	65	1,72	100

4.1.2 Qualitative und quantitative Datenerhebung an der menschlichen Leiche

Daten zum Fettgewebe wurden durch direkte und indirekte anthropometrische Verfahren erhoben. Hierbei war das Ziel, methodisch möglichst unterschiedliche Verfahren zu verwenden, die aber im Ergebnis vergleichbar sein sollten. Die direkten Messungen am subkutanen Fettgewebe, mit einem Zollstock, erfolgten punktuell und nach der Eröffnung der Leiche. Die Datenerhebung der indirekten Bestimmungsmethoden erfolgte durch das Abnehmen lokaler Hautfaltendicken. Zur späteren Schätzung des viszeralen Fettgewebes wurden auch Umfangsmaße der Taille und der Hüfte bestimmt. Abbildung 10 verdeutlicht schematisch die Zusammenhänge und Ziele der Datenerhebung durch verschiedenen Messmethoden für das Fettgewebe an Leichen.

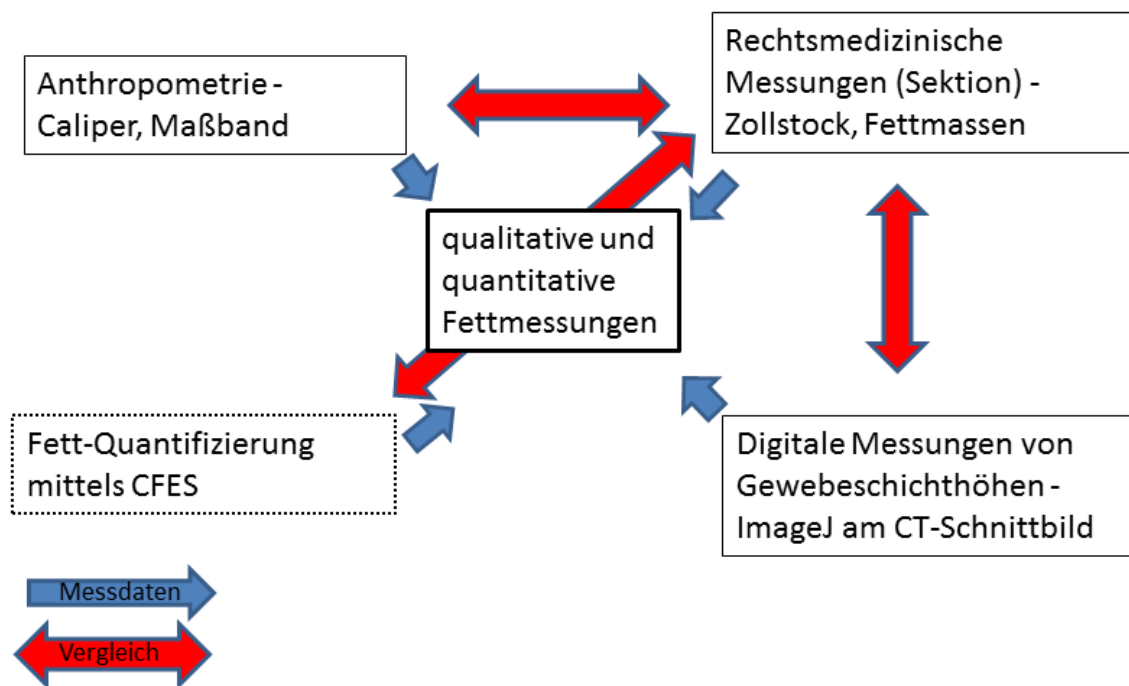


Abbildung 10 - Schema Fettmessungen in Kategorien und Übersicht der Datenauswertung

Messungen der Hautfaltendicke

Messungen ausgewählter Hautfalten wurden mit einem geeichten HOLTAIN SKINFOLD CALIPER[®], HOLTAIN LTD., Crosswell, UK durchgeführt. Der gerätespezifische Federwiderstand von 10g/mm² wurde berücksichtigt (Vergleich Abbildung 11). Die zur Untersuchung herangezogenen Leichen (Vergleich Tabelle 4) wurden vor den Messungen im Durchschnitt 15 Minuten im Sektionssaal zur Aufwärmung und Reinigung belassen. Der

Einfluss einer Kühlung auf 4°C in der Kühlzelle wurde somit minimiert und eine oberflächliche Erwärmung ermöglicht.



Abbildung 11 - Bestimmung der Hautfaltendicke mit HOLTAIN CALIPER, Abbildung aus: TARTI (2016)

Die Auswahl der Messstellen und die standardisierte Messausführung selbst wurden gemäß der anthropologischen Praxis durchgeführt, um eine Nutzung der auf den Messergebnissen aufsetzenden Regressionsformeln und die Ermittlung der Vergleichslokalisationen in den CT-Schnittbildern zu ermöglichen (Wilmore and Behnke, 1969, Heyward, 2004, Martin, 1985, Kvist et al., 1988, Maurovich-Horvat et al., 2006). Die Hautfaltendicken wurden entsprechend der anthropologischen Routine in Europa vorrangig linksseitig bestimmt. Sofern an der entkleideten Leiche Verletzungen oder andere hinderliche Einflüsse am geplanten Messpunkt erkennbar waren, wurde der entsprechende Messpunkt auf der rechten Körperseite verwendet. Alle Messpunkte wurden auf der Haut vorgezeichnet, um eine mehrfache Messung an der gleichen Stelle zu ermöglichen. Tabelle 5 zeigt eine Übersicht der Messpunkte und der genauen Lokalisation am Körper. Die Messwertabnahme mittels Caliper erfolgt nach dem in Abbildung 11 und Abbildung 12 dargestellten Prinzip.

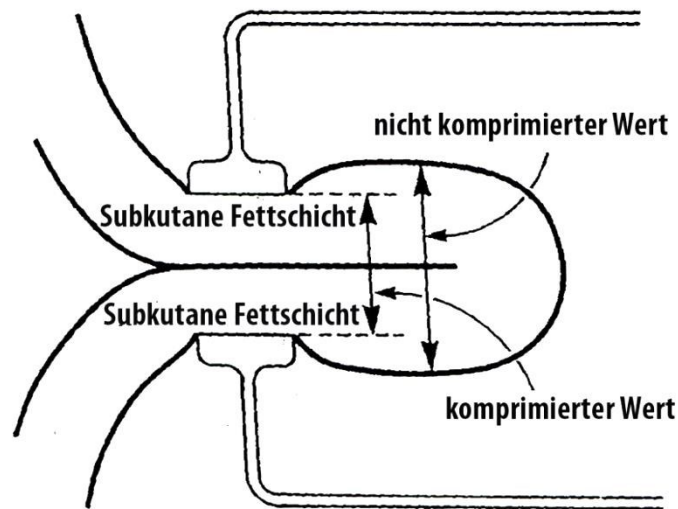


Abbildung 12 - schematische Darstellung der Hautfaltenmessung mittels Caliper (Abbildung verändert nach Martin (1985))

Einen weiteren Indikator des Fettanteils der Leiche stellt das WHR, also das Taillen-Hüft-Umfangsverhältnis dar. Beide Maße wurden mittels Umfangsmessband der Firma *seca*[®] entsprechend der gängigen Praxis gemessen (Seidell et al., 1989).

Die direkte Messung der subkutanen Fettschichtdicken erfolgte mittels Zollstock an den vorgezeichneten Messstellen (Tabelle 5). Das Ablesen des jeweiligen Messwertes erfolgte dabei durch Aufsetzen des Nullpunktes auf die unter der subkutanen Fettschicht befindliche Muskelfaszie bis zur sichtbaren Obergrenze der Haut (Vergleichbar mit Vorgehen in (Markman, 1987)). Der Messwert setzte sich aus der eigentlichen subkutanen Fettschichtdicke und den darüber befindlichen Hautschichten zusammen. Eine optische Differenzierung der Hautschichtdicke am Zollstock wurde aufgrund hoher Varianz verschiedener Messungen verworfen. Um eine Vergleichbarkeit der Messung zu gewährleisten, wurden auch die am CT-Schnittbild bestimmten Schichtdicken mit Haut gemessen (Übersicht Messpunkte in Tabelle 5).

4.1.3 Qualitative und quantitative Erhebung von Fettschichtdicken an CT-Schnittbildern

Als direkte Qualitätsprüfung der verschiedenen anthropometrischen Messmethoden eignet sich der Vergleich zur Messung der Gewebeschichtdicken im CT-Schnittbild. Alle Leichen, die im Untersuchungskollektiv aufgenommen wurden, durchliefen einen Abdomenscan im CT. Kapitel 4.2.1 und 4.2.2 beschreiben die dafür verwendeten technischen Einstellungen des CT-Gerätes. Der Vergleich der unterschiedlichen Messmethoden erfolgte an Messpunkten bzw. Umfangsmaßen, die in allen angewandten Verfahren valide ermittelt werden konnten (Übersicht Tabelle 5).

Tabelle 5 - Übersicht aller klassisch-anthropometrischer Messungen, digitale Messungen im CT-Bild und CFES-Auswertungen zur Bestimmung des Fettgewebes

Abkürzung	Messmethoden-kategorie	Name der Messgröße	Messgerät/-Lokalisation/-Methode
KL [m]	Direkt	Körperlänge	Zollstock/Scheitelhöhe bis Fußsohle in Rückenlage
m [kg]	Direkt	Körpergewicht	Waage (in Hubwagen integriert)
Hü-M [mm]	Direkt	Hüftumfang – Manuell	Maßband/Hüftumfang direkt über beiden Trochanter major
TI-M [mm]	Direkt	Tallienumfang – Manuell	Maßband/Streckenhalbierende zwischen Unterrand der 12.Rippe und der oberen Crista iliaca
CT-TI-M [mm]	Indirekt	CT-Messung Tallienumfang- manuelle Umfangsbestimmung	ImageJ/ Handgeführtes Werkzeug [Freehand selection tool], die Freihandumrahmung des Taillenschnittes im CT erfolgt an der im CT sichtbaren Hautoberfläche bis zum Erreichen einer vollständigen Umrundung des Schnitts
CT-Hü-M [mm]	Indirekt	CT-Messung Hüftumfang- manuelle Umfangsbestimmung	ImageJ/ Handgeführtes Werkzeug [freehand selection tool], die Freihandumrahmung des Hüftschnittes im CT erfolgt an der im CT sichtbaren Hautoberfläche bis zum Erreichen einer vollständigen Umrundung des Schnitts
CT-SAT [g]	Indirekt	CT basierte Gewichtsberechnung Subkutanes Fettgewebe	CFES-Segmentationssoftware/ Summe der Fettpixel aus der SAT-Maske
CT-VAT [g]	Indirekt	CT basierte Gewichtsberechnung Viszerales Fettgewebe	CFES-Segmentationssoftware/Summe der Fettpixel aus der VAT-Maske

Abkürzung	Messmethoden-kategorie	Name der Messgröße	Messgerät/-Lokalisation/-Methode
KVIST-VAT [g]	Indirekt	Geschätztes Viszeralfett nach Kvist (männlich, weiblich)	Regressionsformel für VAT Männer: $m_{VF,Kvist}^* = 0.731 \cdot x - 11.5 =: KVIST-VAT$ Regressionsformel für VAT Frauen: $m_{VF,Kvist}^* = 0.370 \cdot x - 4.85 =: KVIST-VAT (X=CT-SD)$
VAT-M [g]	Direkt	Wiegen des Viszeralfettes bei Sektion	Entnahme durch Erstobduzent (Arzt), Heraustrennen der viszeralen Fettgewebsbestandteile: großes Netz, Nierenlager, Pankreasfett, umhüllendes Darmfett, Fettanlagerungen um das arterielle und venöse System

Das Methodenspektrum wird durch die Hinzuziehung von Regressionsformeln zur Schätzung der viszeralen Fettgewebsanteile erweitert. Das VAT kann anders als das SAT nicht durch lokale Messung von Referenzpunkten bestimmt werden. Es ist als Fettanteil eines zusammenhängenden aber diffusen Fettreservoirs im Bauchraum zu sehen. Die Ermittlung des VAT-Wertes erfolgte in formaler Analogie zur Ermittlung des SAT-Wertes ebenfalls mittels dreier verschiedener methodischer Ansätze. Neben der Entnahme des VAT aus dem Bauchraum während der Sektion und der Verwendung von CT-Schnittbildern zur Volumenschätzung wurden die Schätzformeln nach Kvist et al. (1988) zur Ermittlung des VAT herangezogen. Speziell dafür notwendige Messpunkte bzw. -Strecken sind in Tabelle 5 aufgeführt. Kvist et al. (1988) verwendete für die Messwertgenerierung jeweils nur ein lokales CT-Schnittbild in welchem die Messstrecke möglichst verzerrungsfrei abgebildet war. Für Männer und Frauen wurden in der vorliegenden Studie aus Kvist et al. (1988) zwei geschlechtsspezifische unterschiedliche Schätzformeln zur Berechnung der Masse $m_{VF,Kvist}^*$ des VAT aus dem sagittalen Durchmesser $x = SD$ herangezogen (siehe Tabelle 5).

4.1.4 Statistische Auswertung der anthropometrischen Daten

Zur Identifikation von statistischen Zusammenhängen wurden Verteilungs- und Korrelationstests an den experimentell erhobenen Daten durchgeführt. Die statistische Auswertung wurde mit Hilfe der Software IBM SPSS Statistics 22 und 24[®] vorgenommen.

Zunächst wurden die erhobenen Fettmessdaten in die drei Kategorien: 1: ‚Direkt‘, 2: ‚Semidirekt‘ und 3: ‚Indirekt‘ unterteilt. Die Kategorie 1: ‚Direkt‘ enthält sowohl alle

Ergebnisse von Zollstockmessungen, als auch die im Rahmen der Sektion gewogene viszerale Fettmasse (VAT-M) sowie die Umfangsmessungen (Tl-M und Hü-M). Als Kategorie 2: ‚Semidirekt‘ wurden alle Caliperuntersuchungen klassifiziert. Alle CT-basierten Messungen, sowohl mittels ImageJ, als auch mit Hilfe der Volumenausgabe der Segmentierungssoftware CFES wurden der Kategorie 3: ‚Indirekt‘ zugeordnet.

An den Messdaten wurden interkategoriale Vergleiche durchgeführt. Folgende zwei Vergleichstypen von Messmethoden können beschrieben werden:

Vergleich 1: Interkategorieller Vergleich zwischen direkt (Kategorie 1) und semidirekt (Kategorie 2) ermittelten Messwerten

Vergleich 2: Interkategorieller Vergleich zwischen manuell ohne CT ermitteltem Messwert (Kategorie 1) und CT-basiertem (Kategorie 3) Messwert

Tabelle 6 fasst die Einteilung der Messmethoden in Kategorien zusammen und gibt eine Übersicht zum methodischen Aufbau des statistischen Messmethodenvergleiches.

Tabelle 6 - Messgrößen zur Fettquantifizierung: Statistische Auswertung

Messgrößen zur Fett-quantifizierung	Kategorie 1 Direkte Messung Zollstock	Kategorie 2 Semidirekte Messung Caliper /Maßband	Kategorie 3 Indirekte Messung	
			Automatisch (CFES)	Manuell (ImageJ Tool)
	Z-A	HF-A		CT-A
	Hü-M			CT-Hü-M
	Tl-M			CT-Tl-M
	VAT-M		CT-VAT	
			CT-SD	
Funktionale Beziehungen der Messgrößen	Geschlechts- dimorphismus (t-Test, Kruskal- Wallis) X(G)	Konstitutions- abhängigkeit (Lineare Regression) X(BMI)	Abhängigkeiten (Korrelationen) X(Y)	
	VAT-M CT-VAT CT-SAT Z-A Hü-M Tl-M WHR	Hü-M Tl-M VAT-M CT-VAT CT-SAT	VAT-M ↔ Tl-M CT-VAT↔CT-SAT Z-A ↔ CT-SAT Tl-M ↔ Hü-M WHR ↔ CT-VAT	
Vergleich zu ermittelten Fettvolumen	Vergleich zu Kvist: Formel für Männer		Kvist: Formel für Frauen	
	Vergleich zu VAT-M		Vergleich zu VAT-M	
	Vergleich zu CT-VAT		Vergleich zu CT-VAT	

Der angestrebte Vergleich der Schichtdickenmessmethoden (Kategorie 1 ‚direkt‘ und Kategorie 2: ‚semidirekt‘) zielt, wenn auch ohne tatsächlich verfügbaren Referenzwert, auf eine Methodvalidierung ab. In Ermangelung von Referenzwerten für das untersuchte Leichenkollektiv, mit denen die Ergebnisse der einzelnen Methoden verglichen werden könnten, wird die a priori am verlässlichsten erscheinende Methode als Goldstandard verwendet. Aus Gründen der Wiederholbarkeit der Messung, der metrischen Validität die sich aus der Tatsache ergibt, dass CT ein eingeführtes medizinisches Bildgebungsverfahren ist und die Übereinstimmung der Leichenposition im CT und des FE-Modells vorliegt, wurde das CT-basierte Schichtdickenmessverfahren für CT-A als Goldstandard gewählt. Für die subkutane abdominale Fettschichtdicke werden die direkte Messung Z-A mittels Zollstock und die semidirekte Messung HF-A mittels Caliper mit der indirekten Messung CT-A mittels ImageJ-tool am CT-slice verglichen. Die Ziele der statistischen Tests innerhalb der drei Kategorien (Tabelle 6) waren die Identifikation von Geschlechtsunterschieden sowie von korrelativen Zusammenhängen zwischen den spezifischen Messgrößen.

Alle Parameter wurden mittels Kolmogorow-Smirnov-Test und Shapiro-Wilk-Test auf Normalverteilung getestet. Sofern beide Testergebnisse jeweils eine Normalverteilung nahelegten ($p > 0,05$), wurde für die einzelnen Parameter der t-Test (Einstichproben t-test bzw. Zweistichproben t-Test) auf Abhängigkeit des Parametererwartungswertes vom Geschlecht durchgeführt. Falls der Kolmogorow-Smirnov-Test oder der Shapiro-Wilk Test die Normalverteilungshypothese verwarf, wurde der verteilungsfreie Kruskal-Wallis-Test verwendet, um die Abhängigkeit des Erwartungswertes vom Geschlecht festzustellen. Zur Berechnung des empirischen Korrelationskoeffizienten r_{xy} nach Bravais-Pearson, dessen Quadrat r_{xy}^2 mit dem Bestimmtheitsmaß R^2 der linearen Regression übereinstimmt, wurden stets das Ergebnis der manuellen Messung bzw. der manuellen Messung mit ImageJ als abhängige Variable und die automatische CT-basierte Messung als unabhängige Variable definiert. Im Sinne des heuristischen Grundsatzes, einfacheren Modellen gegenüber komplexeren Modellen den Vorzug zu geben, solange keine relevanten Aspekte vernachlässigt werden (Eckstein, 2012), wurden für die Ermittlung von Funktionalzusammenhängen unter den Messgrößen zur Fettquantifizierung mit der Statistik-Software SPSS Regressionsanalysen zwischen einzelnen Variablen durchgeführt.

Die Eliminierung von ‚Ausreißern‘ bei den semidirekten anthropometrischen Verfahren wurde nicht mit einem üblichen Ausreißertest vollzogen. Bei einer Abweichung von mehr als

10% beim Ablesen des zweiten Messwertes zum ersten, wurde solange eine weitere Messung durchgeführt, bis die Fehlertoleranz zwischen zwei aufeinanderfolgenden Messungen unterschritten war.

Anders wurde bei der Prüfung der indirekten Messverfahren bzw. der errechneten Parameter verfahren. Dies betrifft zum einen die Ausgabe der Segmentierungsergebnisse für SAT und VAT aus CFES sowie die automatisch ermittelten Umfänge in ImageJ. Mit Hilfe der Boxplotgrafik des Programms SPSS und der grafisch dargestellten Ausreißer und Extremwerte kann eine Einschätzung möglicher auffälliger Werte erfolgen. Als Determination dient der Abstand des detektierten Wertes vom Median. Verglichen wird dabei mit dem Abstand zwischen dem 1. und dem 3. Quartil, dem sog. Interquartilabstand. Ausreißer mit dem Symbol ° haben in der explorativen Datenanalyse bei SPSS einen Abstand vom Median, welcher grösser oder gleich dem 1,5-fachen bis 3-fachen Interquartilabstand ist. Extremwerte mit dem Symbol * sind durch einen Abstand vom Median gekennzeichnet, der den 3-fachen Interquartilabstand überschreitet.

4.2 Schätzung des abdominalen Fettgewebes durch das CT-basierte Quantifizierungs- und Quasi-Segmentierungsverfahren CFES

Am Institut für Rechtsmedizin Jena wurde im Rahmen der Arbeiten zur vorliegenden Studie ein Verfahren zur automatischen Quantifizierung viszeralen und subkutanen Körperfettes und Quasi-Segmentierung von Fett-, Muskel- und Bindegewebe, Knochen und luftgefüllter Hohlräume auf der Grundlage eines CT-Scans einer Leiche entwickelt. Das Verfahren wurde in der Bildverarbeitungssprache IDL implementiert und unter der Bezeichnung CFES-Algorithmus veröffentlicht (Hubig et al., 2018b).

4.2.1 Computertomografie - Gerätedaten und Funktionsweise

Die Computertomographie (CT) wird in der medizinischen und forensischen Bildgebung zur Visualisierung interner Körperstrukturen eingesetzt. CT- Untersuchungen im forensischen Kontext werden im Auftrag der zuständigen Staatsanwaltschaften nach Tötungsdelikten routinemäßig durchgeführt.

Die CT nutzt die physikalischen Wechselwirkungen zwischen Röntgenstrahlung und den Atomen der durchstrahlten Objekte. Vereinfacht skizziert, lassen sich auf Grundlage dieser Prozesse je nach Massendichte des bestrahlten Objektes spezifische Schwächungsmuster einzelner Strukturen des Objektes im CT abbilden. Jedes Objekt erzeugt ein individuelles Abschwächungsprofil, welches direkt im CT-Schichtbild aber auch im Grauwerthistogramm erkennbar wird (Hofer, 2010). Die Intensitätsskala im CT wird üblicherweise durch 12-Bit codiert. Damit lassen sich 4096 Grauwertstufen, die sogenannten Hounsfield-Units [HU] oder CT-Zahlen darstellen (Krieger, 2009). Im Abschwächungsprofil unterscheiden sich beispielsweise die HU-Werte von Luft und Knochen deutlich (Abbildung 13).

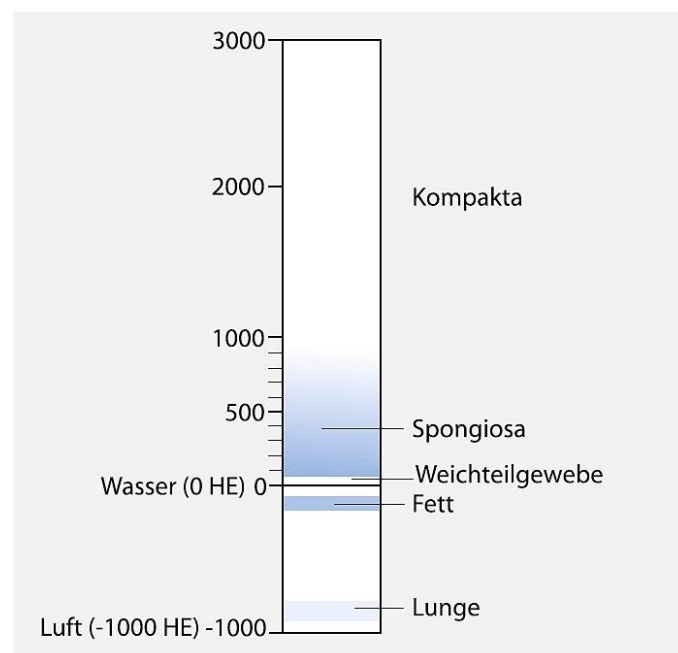


Abbildung 13 - Grauwertbereiche einiger Gewebearten auf der Hounsfieldskala (verändert nach Reith (2011))

Der HU-Wert eines Gewebes entspricht der Definition des linearen Schwächungskoeffizienten μ .

Das Grauwerthistogramm bildet neben den anatomischen Strukturen auch Streuungseffekte und Artefakte ab. Bereits der Röntgenschwächungswert homogener räumlich ausgedehnter Materialien im CT-Histogramm nimmt nicht immer einen diskreten Wert an: die entsprechende Grauwertverteilung im Histogramm unterliegt einer gewissen Streuung. In der radiologischen Praxis werden zur Rauschreduktion daher verschiedene Filter und digitale Postprocessingalgorithmen angewandt.

Für die Versuchsdurchführung wurde ein Spiral CT verwendet, welches durch ein rotierendes Strahler-Detektor System charakterisiert ist. Der Patiententisch wird dabei in einer gleichmäßigen Translation durch die fixierte Aufnahmeebene bewegt (Alkadhi et al., 2011). Jede CT-Untersuchung wird durch folgende Parameter an die Datenakquise angepasst: Röhrenstrom Q_{CT} [mAs], Röhrenspannung U [kVp], Schichtdicke S [mm] und Pitchfaktor³ P [1] (Stolzmann and Götti, 2011). Modifikationen der Röhrenspannung und des Röhrenstroms gehen mit Änderung der Bildauflösung, der Ausprägungsart und Stärke von Streuungseffekten und des Signal-Rausch-Verhältnisses einher. Der Pitchfaktor kann direkt zur Steuerung des Auflösungsverhaltens beitragen, wobei ein hoher Pitchwert in der Regel mit einer schlechteren Bildauflösung in Verbindung steht.

Im sogenannten Postprocessing, nachdem die eigentliche Datenakquise abgeschlossen ist, kann durch die Modifikation der Rohdaten eine Optimierung der visuellen Ausgabe erfolgen. Dominant ist dabei die Auswahl des Faltungskerns im Rahmen der gefilterten Rückprojektion (FBP).

4.2.2 Variation der CT-Geräteeinstellungen

In der vorliegenden Studie wird das Ziel verfolgt, die Qualität der CT-Schnittbilder für die Trennung von Körperfett und Muskel- bzw. Bindegewebe zu maximieren. An dem konstitutionsbezogen heterogenen Leichenkollektiv wurden die CT-Geräteparameterwerte diesbezüglich optimiert. Die am Dreikomponentenphantom getesteten CT-Einstellungen (Schenkl et al., 2017) konnten dabei als Startpunkt für eine weitere Anpassung genutzt werden (siehe: Tabelle 7). Zur Visualisierung und Prüfung der CT-Bilder wurde die Bildverarbeitungssoftware ImageJ (Rasband, 1997-2016) mit optionalen Erweiterungen (16-bit Histogramm-Plugin u.a.) verwendet.

³ pitch factor = Tischvorschub pro Röhrenumlauf / (Schichtdicke des Strahlenfächers in der z-Achse multipliziert mit der Anzahl der Detektorzeilen des Gerätes).

Für CT-Untersuchungen an Leichen ist die Strahlendosis als zu minimierender Parameter, im Gegensatz zur Praxis in der medizinischen Anwendung von bildgebenden Verfahren bei Lebenden, irrelevant. Dementsprechend konnten auch CT-Einstellungen mit einer Übersteuerung der Strahlendosis eingesetzt werden. Die optimale Trennung der Fett- und Muskel-Grauwertverteilungen wurde durch eine Variation des Röhrenstroms und der Röhrenspannung bzgl. des Bildrauschens und der Bildauflösung sowie eine Änderung der Faltungskerne und der Filtereinstellungen erreicht (Übersicht in Tabelle 7).

Tabelle 7 - Übersicht ausgewählter CT-Parameter am Beispiel des Dreikomponentenphantoms für das Schnittbild 250 mit den Komponente F, M und K

Röhrenspannung U [kVp]	Röhrenstrom Q_{CT} [mAs]	Filter	Faltungs- kern	Spezifikation Fensterung
140	350	Body large	Edge	Knochen
140	350	Body large	Standard	Weichteil
140	350	Head (small)	Edge	Knochen
140	350	Head (small)	Standard	Weichteil
120	347 (Auto)	Head (small)	Edge	Knochen
120	347 (Auto)	Head (small)	Standard	Weichteil

Um eine Übersicht über die Wirkung der Variation dieser Parameter zu erreichen, wurden beispielhaft die Histogramme des Dreikomponentenphantoms mittels „16-bit Histogramm Plugin“ in ImageJ, wie in Abbildung 14 für eine zentrale Schicht (einzelnes CT Schnittbild siehe Abbildung 39) angefertigt.

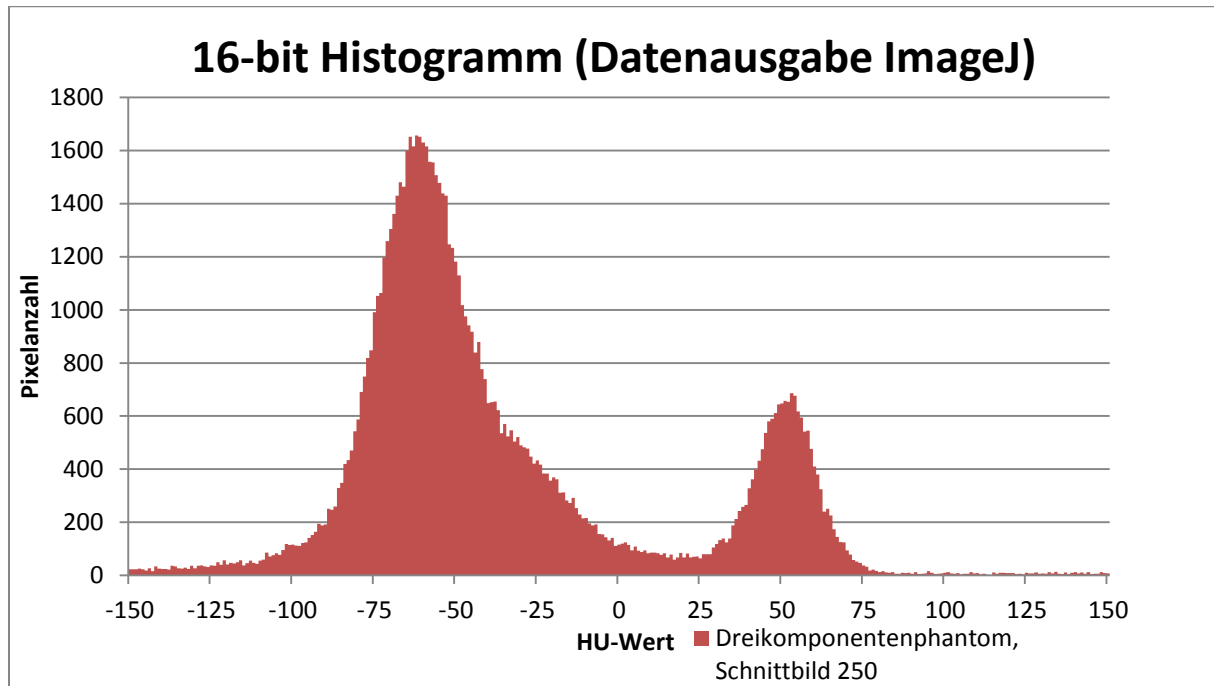


Abbildung 14 - Histogrammausgabe für Dreikomponentenphantom (Schnittbild 250)

Zur Vorbereitung eines optisch normierten Vergleiches der Abdomenschnittbilder wurde ferner mittels des „CT-Level-Plugins“ in ImageJ eine einheitliche visuelle Grauwertskala gewählt, diese beschränkt sich auf den interessierenden Teil des Grauwertspektrums (gleichbedeutend der Fensterung), da das menschliche Auge nur eine limitierte Anzahl an Grauwerten differenzieren kann (Bartenstein, 2011). Das Fenster der Breite (350 HU) wurde mittels Plugin in ImageJ so justiert, dass die erwarteten Grauwertbereiche für Fett und Muskel auf der Hounsfieldskala insgesamt abgedeckt sind. Die Fensterzentrierung bei 0 HU entspricht unter Berücksichtigung von Abbildung 13 einem Wert, der zwischen den zentralen Erwartungswerten E_F für Fett und E_M für Muskel- und Bindegewebe liegt. Für die Einstellungen des Röhrenstroms Q_{CT} und der Röhrenspannung U wurden Vorversuche an organischen Geweben und Gewebeimitaten mit verschiedenen Massen und Volumen durchgeführt. Bewertungskriterien waren unter anderem die Maximierung des Fett-Muskel-Kontrastes durch die Wahl der Systemparameterwerte, welche das Signal-Rausch-Verhältnis optimiert. Für die Auswahl der Parameterwerte wurde die Untersuchung zur CT-Parametervariation von Birnbaum et al. (2007) berücksichtigt.

Als abstraktes Qualitätsmaß für das CT-Bild im Sinne der Signalverarbeitung wird das Signal-Rausch-Verhältnis (engl. signal-to-noise-ratio (SNR), siehe: (4.2.2.1)) verwendet. Das

Signal-Rausch-Verhältnis SNR stellt ein wichtiges, modifizierbares Bewertungskriterium der CT-Bildqualität dar (Buzug, 2004b). Es wird in der Signalverarbeitung als Maß für die technische Qualität eines Nutzsymbols (z. B. Sprache oder Video) benutzt, das von einem Rauschsignal (z.B. einer atmosphärischen Störung) überlagert ist. Es ist definiert als der Quotient des Mittelwertes μ der Signalamplitude und der Standardabweichung σ des Rauschens.

$$SNR = \frac{\mu (Signal)}{\sigma (Rauschen)} \quad (4.2.2.1)$$

Im typischen Szenario der Signalverarbeitung ist das Signal ein schlanker hoher Peak im Spektrum, während das Rauschen als breite Verteilung realisiert ist, welche das Signal überlagert: d.h. im Spektrum ragt das Signal mehr oder weniger weit aus dem Rauschen heraus.

Durch die gezielte Wahl „günstiger“ CT-Parameter soll ein möglichst großes SNR erreicht werden. Dementsprechend wird für die dargestellten Grauwertverteilungen im Histogramm eines homogenen CT-Bildes beabsichtigt die Standardabweichung, also das Rauschen möglichst gering zu halten. Gleiches gilt für einzelne Bildausschnitte, die jeweils einen homogenen Objektausschnitt abbilden.

Der Pitch-Faktor $P = d/(M_K \cdot S)$ [dabei sind: d = Vorschub des Tisches pro 360° Rotation der Strahlenquelle, M_K = Strahlkollimierung = Zahl der zeitgleich erfassten Detektorzeilen, S = Schichtdicke] ist maßgeblich für die Strahlenexposition pro Flächeneinheit des Objektes und damit direkt mit der Bildauflösung verbunden. Kleine Pitchwerte erhöhen die Ortsauflösung. Für Untersuchungen an Menschen werden Pitch-Faktoren zwischen $P = 1$ und $P = 2$ empfohlen. Unter ausschließlicher Berücksichtigung der Bildauflösung und ohne Dosislimitierung wurde in den vorliegenden Untersuchungen ein Pitch-Faktor von $P = 0,53$ gewählt bzw. im Preprocessing der CT-Gerätesoftware vorgeschlagen. Die Röhrenspannung U wurde zwischen $U = 120$ kVp und $U = 140$ kVp modifiziert, da bei niedrigerer anliegender Röhrenspannung verstärkte Schwächungsartefakte durch den Rinderknochen im Phantom festgestellt wurden (siehe dazu: (Stolzmann and Götti, 2011)). Das Röhrenstrom-Zeit-Produkt $Q_{CT} \cdot t$ entspricht der effektiven Strahlendosis und hat Einfluss auf das Bildrauschen. Das

Bildrauschen⁴ in der CT ist unter anderem mit dem Röhrenstrom-Zeit Produkt $Q_{CT} \cdot t$ und der Schichtdicke S korreliert. Das Bildrauschen nimmt mit Verringerung der Schichtdicke und mit Verringerung des Röhrenstrom-Zeitproduktes quadratisch zu. Mit dem Rauschen wird auch das Signal-Rausch-Verhältnis SNR und damit der effektive Kontrastwert zwischen Geweben beeinflusst. Die zielspezifischen Faltungskerne (z.B.: Weichteil-Kern) im Postprocessing können das Rauschen reduzieren.

Die Ortsauflösung, welche getrennt in x-y Ebene und z-Richtung (Tisch-Vorschubrichtung) zu betrachten ist (Kalender, 2006, Alkadhi et al., 2011, Stolzmann and Götti, 2011), konnte an dem am UKJ eingesetzten CT-Scanner nicht manuell variiert werden.

In Ergänzung zu den CT-Systemparametern in Tabelle 7, können auch im Postprocessing sinnvolle Anpassungen an das Aufnahmeziel erfolgen. Bei den hier verwendeten CT-Scans der $N = 32$ Leichen des Kollektivs und des Dreikomponentenphantoms wurde mit unterschiedlichen Faltungskernen und Filtern gearbeitet (Übersicht in: (Bartenstein, 2011, Alkadhi et al., 2011, Buzug, 2004b, Healthcare, 2011, Buzug, 2004a)). Es wurden je nach Anforderung, einerseits für heterogene Leichengewebe mit großen Volumina und andererseits für das Dreikomponentenphantom mit kleinen Volumina, verschiedene Filtertypen eingesetzt. Für die in Tabelle 7 am Beispiel des Dreikomponentenphantoms ersichtlichen Filtertypen wurde auf maximal verschiedene Parameter gesetzt, um eine bestmögliche Abschätzung des möglichen Einflusses zu erhalten. Der verwendete Head small Filter ist insbesondere für kleine kontrastreiche Strukturen geeignet, der Bodylarge-Filter eignet sich zur Abbildung größerer Objekte auf Grund geänderter Kollimation und physischer Filtermaterialien (Aluminium, Kupfer, Beryllium). Eine nähere technische Beschreibung der Filtertypen im Postprocessing des verwendeten CT-Gerätes GE LightSpeedVCT[®] finden sich in Tabelle 14-3 des Benutzerhandbuches GE Healthcare (2011).

⁴ $\delta = fA \sqrt{\frac{10/I}{\epsilon \cdot Q \cdot S}}$; δ = Rauschwert; f_A = Schärfefaktor des Reko.-Algorithmus; I = Schwächungsintensität, ϵ = Effizienz des Gesamtsystems; S = Schichtdicke [nach KALENDER, W. A. 2006. *Computertomographie*, Erlangen, Publicis Corp. Publ.]

4.2.3 Anatomische Referenzpunkte für die CT-Leichenuntersuchungen

Voraussetzung für eine automatische Bestimmung des Fettanteils des menschlichen Abdomens ist die Datenakquise der CT-Schnittbilder. Das jeweils zur Leichenuntersuchung eingesetzte 64-Zeilen Multidetektor CT (Lightspeed VCT[®] 64, General Electric Health Care, Milwaukee, USA), wurde durch einen Mitarbeiter (MTRA) des UKJ justiert und während des Scans überwacht. Der für die Fettquantifizierung heranzuziehende Abdominalbereich, und damit die zu bestimmende Fettmasse, wurden anhand interindividueller anatomischer Merkmale geometrisch abgegrenzt, um eine möglichst hohe Vergleichbarkeit zu gewährleisten. Hierfür wurde in Anlehnung an Ohshima et al. (2008) der im CT-Bild sichtbare mediale Zwerchfellbereich als kraniale Begrenzung des Bauchraums gewählt. In der Literatur existiert eine Vielzahl verschiedener Beispiele zur Abgrenzung (Cecchini et al., 2011, Pou et al., 2009, Yoshizumi et al., 1999, Ohshima et al., 2008) im kaudalen Abschnitt. Für die kaudale Abgrenzung des Abdomens im hier vorliegenden Untersuchungskollektiv wurde die obere, zum Bauchraum gerichtete Abgrenzung der Facies symphysialis des Os pubis verwendet. Die kraniale und die kaudale Grenze des zu untersuchenden Abdomenbereiches für die spätere Auswertung der Schnittbilder sind in Abbildung 15 beispielhaft dargestellt.

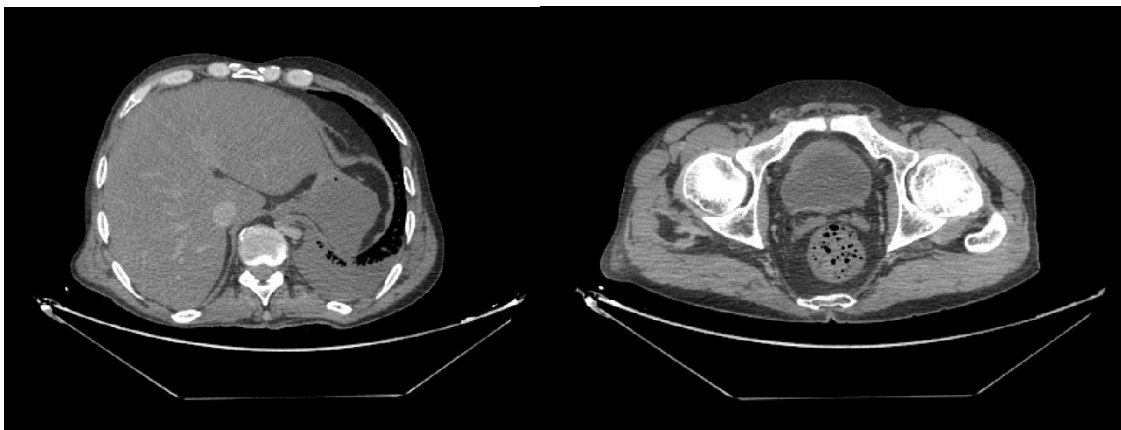


Abbildung 15 - Abgrenzungen des Abdomens für Fettsegmentierung aus CT-Schnittbildern, links kraniale Abgrenzung, rechts kaudale Abgrenzung

4.3 Quantifizierung und Quasi-Segmentierung

Als Segmentierung wird die Zuordnung von (Bio-) Materialtypen zu Pixeln eines elektronischen Bildes eines medizinischen bildgebenden Verfahrens verstanden. Bei der Erstellung dieser Zuordnung kann anatomisches a priori Wissen, beispielsweise eines informierten Beobachters oder aus einem anatomischen Atlas, einfließen. Im Gegensatz dazu wird hier unter der Bezeichnung Quasi-Segmentierung ein derartiges Zuordnungsverfahren verstanden, das ohne anatomisches a priori Wissen auskommt. Als einzige Informationsquelle der Quasi-Segmentierung verbleibt somit die Grauwertverteilung des CT-Slices. Die Quasi-Segmentierung organischer Gewebe ist aufgrund der physikalisch – chemischen Gegebenheiten, insbesondere der Massendichte ($\rho(\text{Fett}) < \rho(\text{Wasser}) < \rho(\text{Muskel}) < \rho(\text{Knochen})$) zumeist eine Differenzierungsaufgabe im Niedrigkontrastbereich und zeigt eine hohe Streuung (Kalender, 2006, Sun et al., 2016). Ein Überlappungsbereich der Grauwertverteilungen verschiedener Gewebe und somit ein minimaler Fehler ist unvermeidbar (Glasbey and Robinson, 2002, Navajas et al., 2010).

Die Quantifizierung soll eine Bestimmung der Massen m_F^* bzw. m_M^* der Einzelkomponenten Fett bzw. Muskel/Bindegewebe – und die Quasi-Segmentierung eine Lokalisierung der Komponenten mit möglichst geringem Fehler erlauben.

4.3.1 Segmentierungsalgorithmus CFES

Im Forschungsbetrieb des Instituts für Rechtsmedizin Jena wurde durch die Arbeitsgruppe forensische Medizin / Biomechanik ein Algorithmus zur Segmentierung von Gewebekompartimenten aus CT-Bildern entwickelt (Hubig et al., 2018b). Eine Validierung wurde an Hand synthetischer CT-Bilder mit den Komponenten Luft, Fett, Muskel und Knochen, sowie an CT-Scans des Mehrkomponentenphantoms mit Bienenwachs als Fettersatz, Salzwasser als Muskelsubstitut und einem Rinderknochen, sowie mit diversen Lufteinschlüssen als Komponenten vorgenommen. Der CFES-Algorithmus wurde auf die CT-Scans Ω aller Leichen des Untersuchungskollektivs angewendet. Primär wurden dabei Schätzwerte $m_F(\Omega)^*$, $m_M(\Omega)^*$, $m_K(\Omega)^*$ für die Massen der Komponenten Fett, Muskel / Bindegewebe und Knochen gewonnen. Darüber hinaus liefert der CFES-Algorithmus zusätzlich je eine geschätzte Segmentierung $W(\omega)^*$ jedes CT-Slices ω des CT-Scans Ω . Diese Slice-Quasisegmentierungen $W(\omega)^*$ eines CT-Scans Ω werden in einer Menge $W(\Omega)^*$

zusammengefasst. Die aufgrund ihres ähnlichen Abschwächungsmusters auf der Hounsfieldskala eng benachbarten Grauwert-Verteilungen f_F und f_M , wie in Abbildung 16 dargestellt, sind oft nicht einfach zu trennen (Glasbey and Robinson, 2002, Navajas et al., 2010). Die Größe z beziffert den Volumenanteil der Fettkomponente F am Gesamtvolumen von Fett F und Muskel/Bindegewebe/Organgewebe M . Im Weiteren wird vereinfachend oft von „Muskel/Bindegewebe“ oder von „Muskel“, abgekürzt durch den Index M , gesprochen.

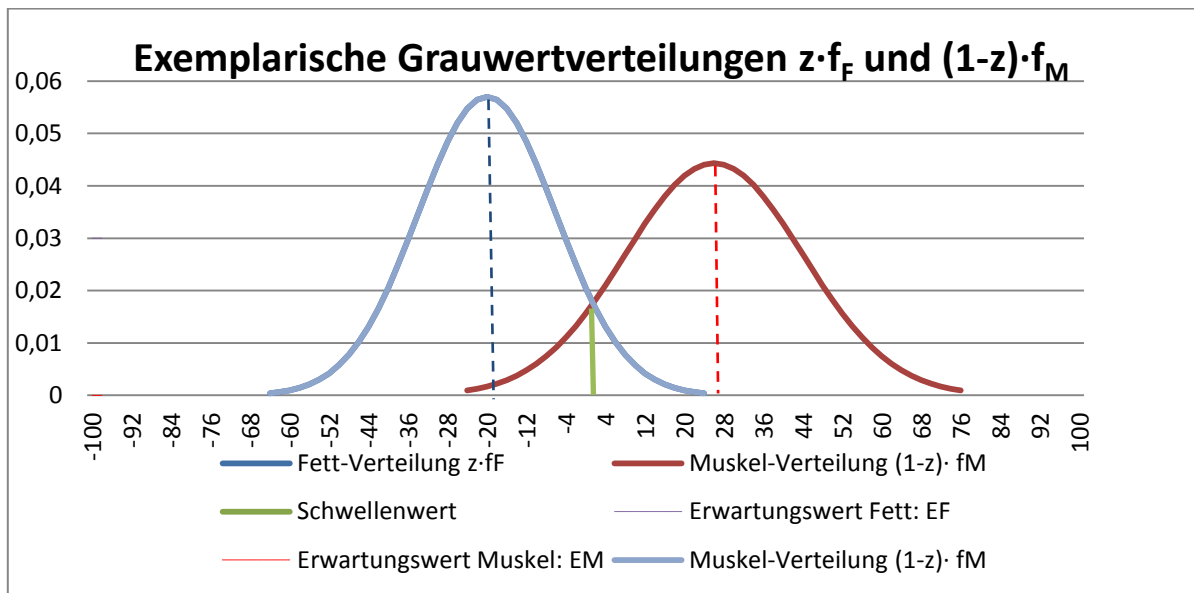


Abbildung 16 - Hypothetisches Beispiel der Grauwert-Verteilungen $z \cdot f_F$ von Fett und $(1-z) \cdot f_M$ von Muskel / Bindegewebe im CT-Histogramm mit der Gesamt-Grauwertverteilung $f = z \cdot f_F + (1-z) \cdot f_M$

4.3.2 Fettquantifizierung und Quasi-Segmentierungsverfahren

Die Funktionsweise des Fettquantisierungs- und Quasi-Segmentierungsalgorithmus CFES ist im Detail in Hubig et al. (2018b) und als Schema in Abbildung 17 dargelegt. Sie geht über diejenigen üblicher kommerziell oder frei verfügbarer Softwareanwendungen, wie sie beispielsweise in Irving et al. (2007) beschrieben werden, hinaus. Der CFES- Algorithmus wurde mittels der auf Bildverarbeitung spezialisierten Programmiersprache IDL implementiert (IDL Version 8.4; Exelis Visual Information Solutions, Inc.; Broomfield, CO; USA). Die möglichst präzise Trennung von Muskel- bzw. Bindegewebe (hier generell als Muskelkomponente M) und Fettgewebe (Fettkomponente F) ist für eine qualitativ gute Segmentierung - also eine Lokalisierung im Bild - relevant (Glasbey and Robinson, 2002, Allen et al., 2004, Romvári et al., 2006). Wird die Trennung alleine aufgrund der im Grauwert-Histogramm verfügbaren Information vorgenommen, so wird hier der Terminus

Quasi-Segmentierung verwendet. Der ‚kanonische Ansatz‘ für die Quasi-Segmentierung besteht in der Wahl eines Schwellenwertes t_{FM} . Die Zuordnung eines Pixels mit den Koordinaten $q=(r, s)$ zur Komponente F oder M erfolgt je nachdem, ob dessen Grauwert ω_q im Slice ω unterhalb oder oberhalb von t_{FM} liegt. Die Schwierigkeit dieses Ansatzes geht direkt aus Abbildung 13 und Abbildung 16 hervor: Typischerweise erzeugt ein fester Schwellenwert t_{FM} durch das Abschneiden der Verteilungsenden für F und M Zuordnungsfehler. Grundidee des CFES-Algorithmus ist es daher, die Quantifizierung der Komponenten F und M von der Quasi-Segmentierung der Komponenten im CT-Slice zu trennen.

Zentrale Größe der quantitativen Bestimmung von Muskel- bzw. Fettvolumen ist der Volumenanteilsquotient z . Dieser gibt das Verhältnis von Fettvolumen in einem Slice zum Gesamtvolumen im selben Slice an. Dieser Parameter wird durch die Anpassung einer theoretischen Grauwertverteilung an das tatsächlich gemessene Diagramm des Slices bestimmt. Die theoretische Grauwertverteilung wird dabei durch eine Überlagerung der beiden Grauwertverteilungen für Muskel und Fett gebildet. Da die Grauwertverteilungen für Fett und Muskel jeweils als Normalverteilungen realisiert sind, treten zu dem Modellparameter z jeweils noch ein Erwartungswert E_F und E_M sowie eine Standardabweichung S_F und S_M hinzu. Der Parameter z bildet dabei den Mischungsfaktor für die Überlagerung der Fett- und Muskelverteilung. An die quantitative Bestimmung schließt sich die Quasi-Segmentierung des Grauwertbildes an. Hierfür wird ein Schwellenwert im Grauwert-Histogramm gewählt, der die Fettgrauwerte von den Muskelgrauwerten trennt. Der Schwellenwert t_{FM} wird als Schnittpunkt der durch z bzw. $1-z$ skalierten angepassten Grauwertverteilungen von Fett bzw. Muskel geschätzt.

CFES: CT-histogram-based fat estimation and quasi-segmentation
Fett-Quantifizierung und Quasi-Segmentierung der CT-Schnittbilder

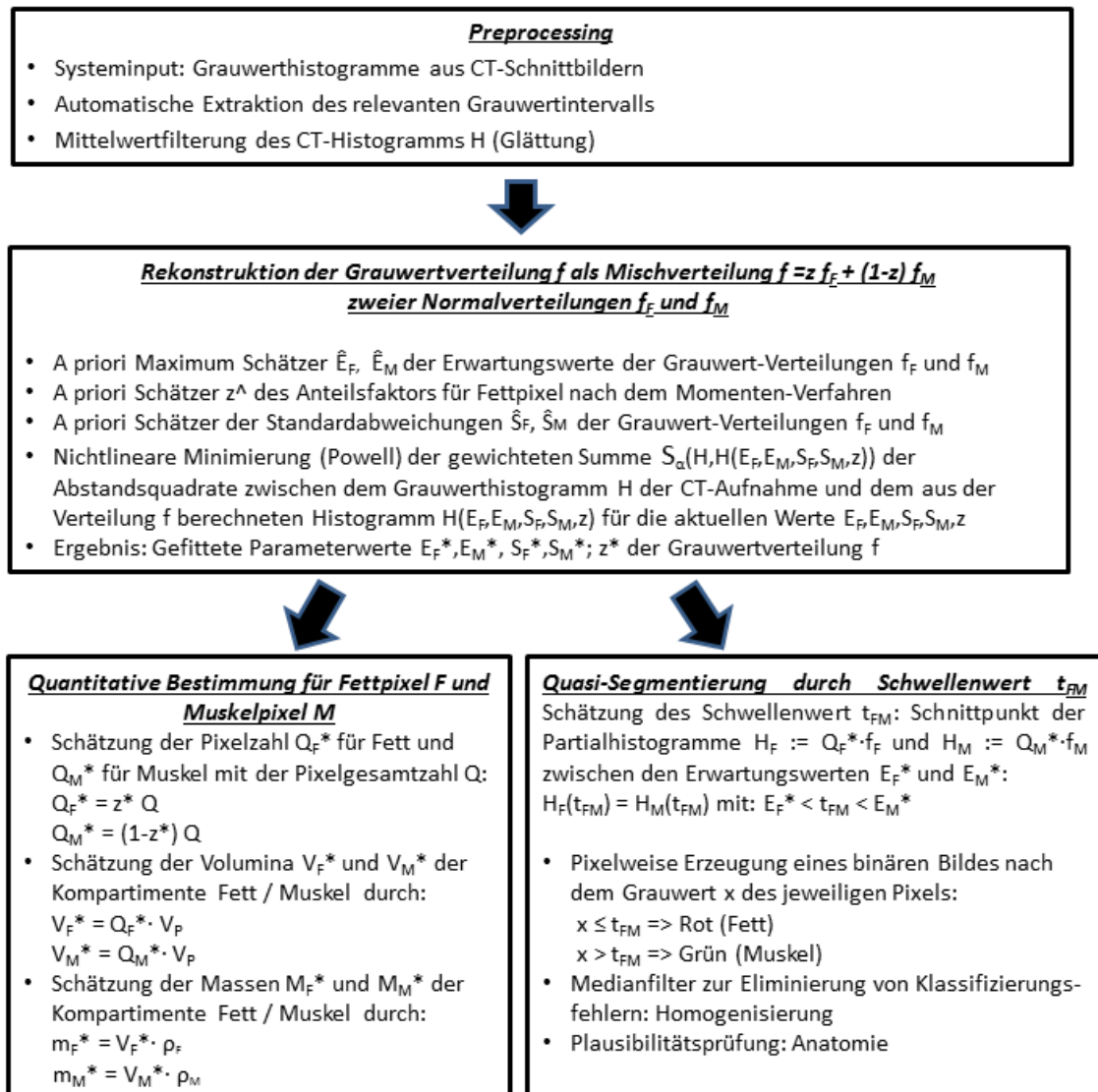


Abbildung 17 - Arbeitsschritte der CFES-Algorithmus

Abbildung 17 skizziert den groben Ablaufplan des CFES-Algorithmus. Grundidee des für CFES verwendeten Ansatzes ist es, zunächst keinen Schwellenwert t_{FM} im Grauwert-Histogramm zu benutzen. Stattdessen wird die Grauwertverteilung $f(x)$ als Gemisch der Grauwertverteilung für Fett $f_F(x)$ und der Grauwertverteilung für Muskel $f_M(x)$ rekonstruiert. Die Verteilung $f_F(x)$ bzw. $f_M(x)$ ist die Grauwertverteilung, welche vorliegen würde, wenn der Urbildbereich im CT komplett mit Körperfett F bzw. komplett mit Muskel-/Bindegewebes/Organmasse M ausgefüllt wäre. Dadurch erhält man eine initiale Schätzung der Anzahl von Fett-Pixeln bzw. von Muskel-Pixeln im Bild, die nicht den typischen Fehlern

der Schwellenwerttechnik unterliegt. Erst beim anschließenden Quasi-Segmentierungsschritt wird dann ein HU-Wert als Schwellenwert t_{FM} auf der Grauwertskala verwendet, so dass Pixel mit Grauwerten $x \leq t$ als Fettpixel, Pixel mit Grauwert $x > t$ als Muskelpixel klassifiziert werden. Ein Beispiel für ein Ergebnis der Quasi-Segmentierung ist in Abbildung 18 dargelegt.

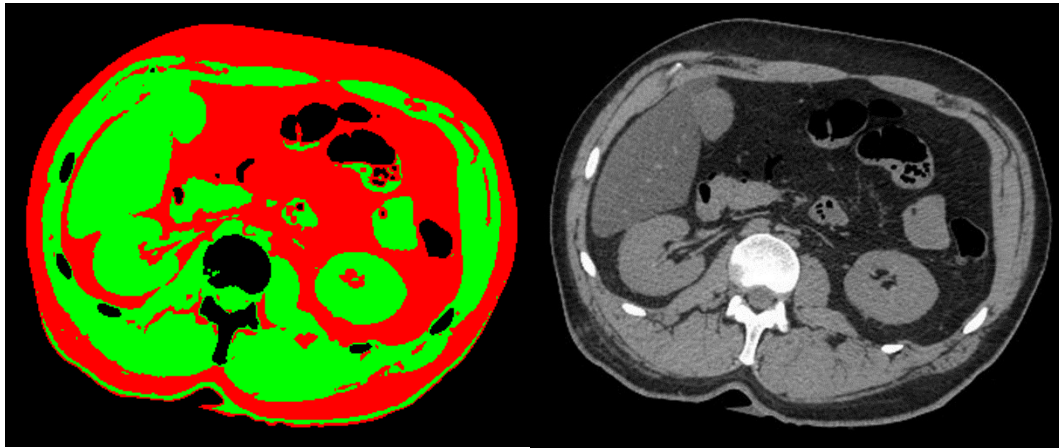


Abbildung 18 - Beispiel eines Quasi-Segmentierungsergebnisses eines CT-Slice eines Leichenabdomens (links) und des dazugehörigen unverarbeiteten CT-Slices (rechts)

Das Grauwert histogramm bildet jeweils die Basis für die quantitative Schätzung bzw. Quasi-Segmentierung des einzelnen CT-Bildes in Fettpixel (F) und Muskel- oder Bindegewebspixel (M). In der CT-Literatur wird die Verteilung des Grauwertauschens bei der Abbildung eines über das gesamte Bild homogenen Objektes aufgrund physikalischer Argumentationen als Poissonverteilung identifiziert (Buzug, 2004b, Hiller and J. Fuchs, 2011). Die Poissonverteilung kann bei großer Anzahl n von Ereignissen (hier: das Auftreffen einzelner Röntgenquanten auf dem Detektor) und geringer Wahrscheinlichkeit p des Einzelereignisses (hier: der einzelnen Graustufe), wobei das Produkt $\lambda = np$ wesentlich größer als 1 ist, nach Aussage des Zentralen Grenzwertsatzes durch eine Normalverteilung angenähert werden. Das Knochenvolumen V_K wurde nach der Anwendung des CFES-Algorithmus am Dreikomponentenphantom nur indirekt als Differenz zwischen dem Gesamtvolumen V des Phantoms, welches direkt gemessen worden war, und den geschätzten Volumina V_F^* und V_M^* bestimmt. Da die Volumina V_F und V_M am Phantom direkt bestimmt worden waren, konnte mit V_F^* und V_M^* eine gute Näherung mit einem Fehler von 2,9% und 7,9% der Fett- und Muskelvolumina V_F und V_M gezeigt werden. Die Luft einschlüsse wurden aufgrund der vernachlässigbaren Masse nicht in die Betrachtungen einbezogen. Die Aktion des CFES-Algorithmus am Histogramm $H(\omega)$ eines Abdomenschnittbildes ω ist in Abbildung 19

exemplarisch an Hand des gemessenen Grauwert-Histogramms $H(\omega) = Q \cdot f$ und der Schätzer $Q \cdot z^* \cdot f_F^*$ und $Q \cdot (1-z^*) \cdot f_M^*$ für die partiellen Grauwert-Histogramme $H_F(\omega) = Q \cdot z^* \cdot f_F$ und $H_M(\omega) = Q \cdot (1-z^*) \cdot f_M$ für Fett und Muskel dargelegt.

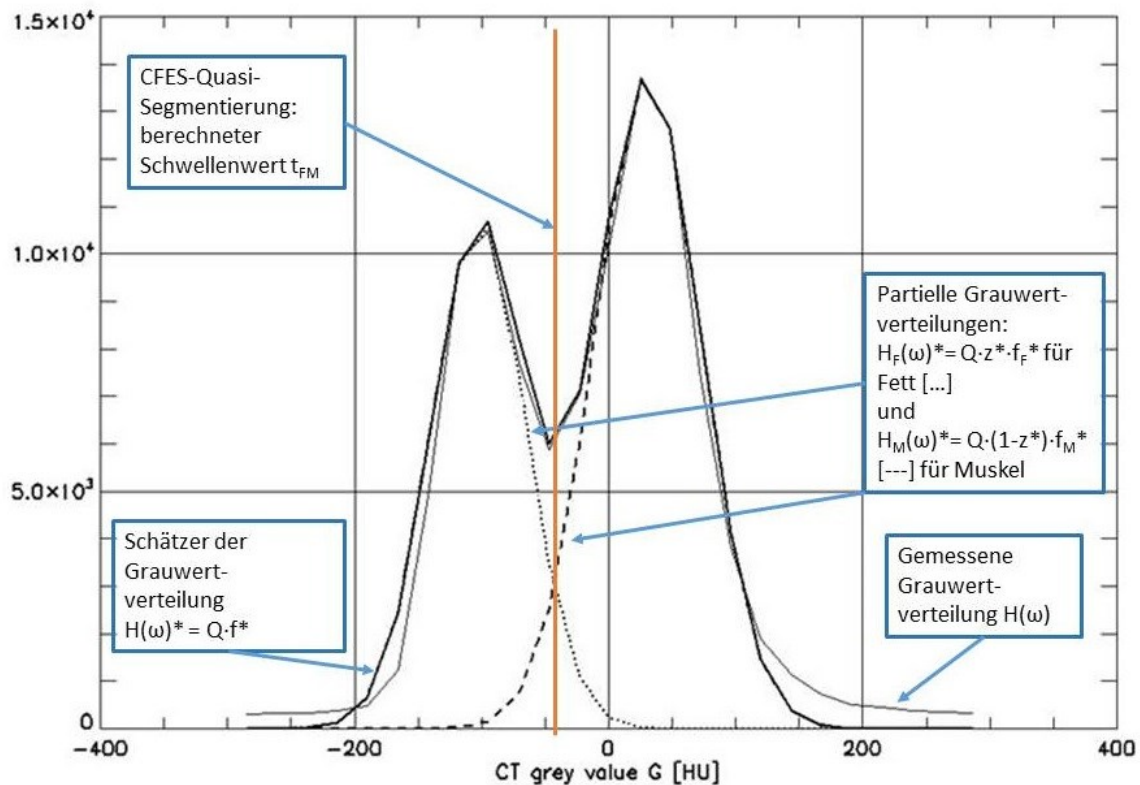


Abbildung 19 - Ausschnitt Grauwert-Histogramm mit Kurvenanpassung für Fettquantisierung und Quasi-Segmentierung

4.3.3 Mathematischer Rahmen des CFES-Algorithmus

Zum detaillierten Verständnis der Arbeitsweise des Softwarealgorithmus CFES sind im Folgenden einige terminologische und mathematische Grundlagen skizziert. Die detaillierte Beschreibung des CFES-Algorithmus erfolgte in Hubig et al. (2018b).

Um die beiden hauptsächlich interessierenden Materialkomponenten in allen Anwendungsfällen (simulierte CT-Slices, Phantom, menschliche Leiche) eindeutig kennzeichnen zu können, wird hier folgende Indizierung verwendet: $F \triangleq$ Simuliertes Fettgewebe / Bienenwachs / Fettgewebe, $M \triangleq$ Simuliertes Muskel-, Organ- oder Bindegewebe / Salzwasser / Muskel-, Organ-, oder Bindegewebe.

Sofern es sich in den Ausführungen um Muskel oder Fett spezifische Darstellungen handelt, wird der Platzhalter Ξ als Index, durch "F" oder durch ein "M" ersetzt. Die Anzahl der Elemente $|C|$ in einer endlichen Menge D wird mit $\#D$ bezeichnet. In den späteren, die Anwendung des CFES betreffenden Ausführungen wird noch die weitere Komponente Knochenmaterial betrachtet. Für die Knochenkomponente wird im Folgenden der Index $K \triangleq$ kompakter Knochen (Kompakta) verwendet. Gemeint ist der Kompakta-Anteil des Knochenmaterials, dessen Röntgenabschwächungswert auf der Hounsfield-Skala weit über den Werten von Muskelmaterial M liegt. Das Knochenmark sowie spongiöse Strukturen fallen aufgrund ihres Fettanteils und der Lufteinschlüsse nicht in diese Kategorie.

Mit dem Symbol $\underline{\Omega}$ wird die Stichprobe von $N = 32$ CT-Scans Ω an Leichen O des Kollektivs bezeichnet. Für die frequentistische statistische Interpretation eines CT-Slices ω im CT-Scan Ω des Objekts O ist die Annahme nötig, dass vom definierten Objekt O , unter genau gleicher geometrischer Lokalisation und unter Verwendung derselben CT-Parameter, mehrere zufällig verschiedene Bilder erzeugt werden können. Die Zufälligkeit beruht auf dem Phänomen des Bildrauschens, welches niemals vollständig unterdrückt werden kann.

Das betrachtete Objekt O wird hier vereinfacht als Zweikomponentenmodell mit den beiden Bestandteilen Fett mit Index F und Muskel mit Index M betrachtet. Das Ergebnis des CT-Bildgebungsprozesses ist ein CT-Bild ω mit R -Spalten und S -Zeilen sowie insgesamt $Q = RS$ Pixel. Ein Pixel mit den Bildkoordinaten $q: = (r, s)$ enthält einen einzigen, genau definierten Grauwert ω_q aus der Menge $G: = \{0, 1, \dots, N-1\}$ von N möglichen Grauwerten. Das Bild ω wird nun als Grauwertvektor $\omega = (\omega_1, \dots, \omega_Q)$ dargestellt. Die durch zeilenweises lineares Durchzählen entstandene Pixelindex-Reihe $Q: = \{1, \dots, Q\}$ kann bei Bedarf neu angeordnet oder umnummeriert werden, so dass $Q_F: = \{1, \dots, Q_F\}$ die Reihe von Fettpixelindizes definiert, während $Q_M: = \{Q_F + 1, \dots, Q = Q_F + Q_M\}$ die Reihe von Muskelpixelindizes darstellt. Q_F und Q_M bezeichnen die Anzahl von Fettpixeln und Muskelpixeln.

Für die Gesamtpixelzahl Q gilt dann:

$$Q = Q_F + Q_M \quad (4.3.3.1)$$

Wie in Glasbey and Robinson (2002) beschrieben und in Abbildung 16 illustriert, zeigt sich im Grauwert histogram $H: = H(\omega)$ eines Abdomens aufgrund der engen Nachbarschaft der Erwartungswerte E_F und E_M und der deutlich von Null verschiedenen Streuungen S_F und S_M

der beiden Grauwert-Verteilungen f_F und f_M eine meist ziemlich große Überlappungsfläche zwischen den beiden Partialhistogrammen H_F und H_M für Fett und für Muskel. Diese Überlappungsfläche stellt ein zentrales Problem für die Trennung der beiden Gewebetypen dar: Jeder Pixel, dessen Grauwert in den Überlappungsbereich auf der HU-Skala fällt, kann aufgrund der reinen Grauwertinformation nur noch mit nicht verschwindenden Fehlern erster oder zweiter Art einer der beiden Kategorien F oder M zugeordnet werden. Um dieses Problem wenigstens für die Quantifizierung des Körperfettes zu umgehen, wird die Grauwertverteilung f eines CT-Bildes, dessen Objekt hier aus Gründen einer vereinfachten Darstellung als nur aus den Komponenten F und M bestehend, also als Mischverteilung mit dem Mischungsfaktor z aus den beiden Normalverteilungen f_F und f_M bestehend angenommen wird, angesetzt:

$$f(x) = z \cdot f_F(x) + (1 - z) \cdot f_M(x) \quad (4.3.3.2)$$

Die Anzahl der Fettpixel Q_F im CT-Bild ω ist von zentralem Interesse. Das Verhältnis $z := Q_F / Q$ der Anzahl der Fettpixel zur Pixelgesamtzahl wird abkürzend als das *Fettverhältnis* bezeichnet:

$$z := Q_F / Q \quad (4.3.3.3)$$

Das Verhältnis der Anzahl von Muskel-Pixel Q_M zu der Anzahl aller Pixel Q ist dann

$$1 - z := Q_M / Q \quad (4.3.3.4)$$

Die Wahrscheinlichkeitsdichte f_{Ξ} der Grauwertverteilung des Materials Ξ in CT-Bildern wird als Normalverteilungsdichte mit den Parametern Erwartungswert E_{Ξ} und Standardabweichung S_{Ξ} angenähert:

$$\forall \Xi \in \{F, M\}: f_{\Xi}(x) := \frac{1}{\sqrt{2 \cdot \pi} \cdot S_{\Xi}} \cdot \exp\left(-\frac{(x - E_{\Xi})^2}{2 \cdot S_{\Xi}^2}\right) \quad (4.3.3.5)$$

$H = (h_0, \dots, h_{N-1})$ ist der Vektor des empirischen Grauerthistogramms $H := H(\omega)$ des CT-Bildes ω :

$$H = H(\omega) := (h_g)_{g \in G} := \left(\#\{\omega_q \mid q \in \underline{Q}, \omega_q = g\} \right)_{g \in G} \quad (4.3.3.6)$$

Die Partialhistogramme H_F und H_M sind entsprechend definiert durch:

$$H_{\Xi} = H_{\Xi}(\omega) := (h_{\Xi g})_{g \in \underline{G}} := \left(\#\{\omega_q \mid q \in \underline{Q}_{\Xi}, \omega_q = g\} \right)_{g \in \underline{G}} \quad (4.3.3.7)$$

Damit ergibt sich der folgende Zusammenhang zwischen dem vollständigen Histogramm H und den Partialhistogrammen H_{Ξ} :

$$H = H_F + H_M \quad (4.3.3.8)$$

Neben dem Fettverhältnis z sind auch die Momente E_F , E_M , S_F , S_M zu schätzende Parameter des CFES-Algorithmus. Alle zu schätzenden Parameter werden in einen Parametervektor Θ zusammengefasst:

$$\Theta := (E_F, E_M, S_F, S_M, z) \quad (4.3.3.9)$$

Der wahre Wert eines Parameters wird mit einem hochgestellten "+" am jeweiligen Variablennamen symbolisiert. Diese Bezeichnungsweise wird auf den Parametervektor Θ verallgemeinert:

$$\Theta^+ := (E_F^+, E_M^+, S_F^+, S_M^+, z^+) \quad (4.3.3.10)$$

Der gewichtete kleinste-Quadrate-Schätzer (engl. weighted least squares estimator WLSE) als Schätzer des Parametervektors Θ wird nachfolgend Θ^* genannt. Den Parametern z , E_F , E_M , S_F , S_M wird jeweils ihr WLS-Schätzer z^* , E_F^* , E_M^* , S_F^* , S_M^* konsistent zugeordnet.

Wenn aus dem Histogramm H eines CT-Bildes ω eine WLS-Schätzung des Parametervektors Θ^* berechnet worden ist, ist es möglich, aus dem - aufgrund der geschätzten Parameterwerte Θ^* rekonstruierten - Histogramm $H(\Theta^*) = H(\omega)^*$ Informationen über die Materialien M_1, \dots, M_J des Objekts O zu erheben, welche im zugehörigen CT-Bild ω abgebildet sind.

Dies kann durch die Verwendung der Information in Θ^* und in $H(\omega)^*$ erfolgen. Zur Schätzung werden paarweise disjunkte Grauwertintervalle $I_1(H(\Theta^*))$, ..., $I_J(H(\Theta^*))$ genutzt, welche als Funktion des rekonstruierten Histogramms $H(\Theta^*) = H(\omega)^*$ berechnet werden und mit den Materialien M_J assoziiert sind:

$$\forall q: \forall j = 1, \dots, J: (\omega_q \leftrightarrow M_j) \Leftrightarrow (\omega_q \in I_j(H(\Theta^*))) \quad (4.3.3.11)$$

Es wird also angenommen, dass das q -te Pixel ω_q das Material M_j genau dann abbildet, wenn der Grauwert ω_q des q -ten Pixels im Grauwertintervall $I_j(H(\Theta^*))$ liegt. Für eine übersichtliche optische Darstellung der Materialien M_1, \dots, M_J als räumliche Verteilungen im Objekt sind die Materialien mit unterschiedlichen aber konstanten Grau-/Farbwerten $a_1 < \dots < a_J$ verbunden. Dabei ergibt sich ein Bild $W^* := W(\omega)^*$ des gleichen Formats wie ω , das so

viele verschiedene Grauwerte hat, wie es für den Algorithmus unterscheidbare Materialien gibt. Das Bild W^* wird als das quasi-segmentierte Bild bezeichnet:

$$W^* := (w_1^*, \dots, w_Q^*) \quad (4.3.3.12)$$

$$\forall q \in Q: \forall j = 1, \dots, J: (w_q^* := a_j) \Leftrightarrow (\omega_q \in I_j(H(\Theta))) \quad (4.3.3.13)$$

Wenn es nur die zwei Materialien F und M im Objekt O gibt, existiert in der Grauwertdomäne G der Schwellenwert $t_{FM}^* = t_{FM}^*(H(\Theta^*))$, der eine Assoziation zwischen den Materialien F bzw. M und den Grauwertintervallen $I_F(H(\Theta^*)) =]-\infty, t_{FM}^*]$ bzw. $I_M(H(\Theta^*)) =]t_{FM}^*, \infty[$ in G herstellt:

$$\begin{cases} w_q^* := a_F \\ w_q^* := a_M \end{cases} \Leftrightarrow \begin{cases} y_q \in I_F(H(\Theta^*)) :=]-\infty, t_{FM}^*(H(\Theta^*))] \\ y_q \in I_M(H(\Theta^*)) :=]t_{FM}^*(H(\Theta^*)), +\infty[\end{cases} \quad (4.3.3.14)$$

Da die Quasi-Segmentierung W^* eines CT-Bildes aus dem geschätzten Histogramm $H(\Theta^*)$ als Resultat eines Schätzvorgangs betrachtet werden muss, bedarf es des Vergleiches zum wahren Wert W^+ . Letzteres wird durch Zuordnen jedes Pixels der Farb-/Grauwertkonstanten a_j , zum wirklichen Material M^+ erreicht.

Im Folgenden wird die Argumentsymbolik E_F , E_M , S_F , S_M und z oder Q_F , Q_M bei den pdf-Berechnungen oft weggelassen, weil sie aus den pdf-Indizes rekonstruiert werden kann. Die binäre Aufteilung in die beiden Pixeltypen F und M nimmt implizit die folgende, als Pixel-Diskretheit bezeichnete Aussage (PD) als wahr an, welche als befriedigende Annäherung an reale Verhältnisse bei kleinen Pixelgrößen zu sehen ist:

(PD) Für alle q aus Q gilt: Das durch das q -te Pixel ω_q abgebildete Volumen enthält entweder nur Muskel M oder nur Fett F

Mit der Pixel-Diskretheit (PD) wird genau das Problem der Mixed-Pixels ‚ausgespart‘.

Eine Voraussetzung für die Verwendung des endlichen Grauwertbereiches G ist, dass keine der Funktionen f_F oder f_M Werte außerhalb des Grauwertbereiches G hat, die wesentlich größer sind als Null. Diese Bedingung wird erfüllt, wenn E_F und E_M in der Nähe von $N/2$ sind:

$$\left| E_{\varepsilon} - \frac{N}{2} \right| \ll \frac{N}{2} \quad (4.3.3.15)$$

und wenn zusätzlich die Standardabweichungen S_F und S_M wesentlich kleiner sind als $N/2$:

$$S_{\mathcal{E}} \ll \frac{N}{2} \quad (4.3.3.16)$$

Andererseits sollten S_F und S_M wesentlich größer als 1 (Abstand zwischen zwei benachbarten Grauwerten) sein, um eine gültige Approximation der diskreten Wahrscheinlichkeitsverteilung durch die Normalverteilung zuzulassen:

$$S_{\mathcal{E}} \gg 1 \quad (4.3.3.17)$$

Sind die Bedingungen aus den Formeln 4.3.3.15, 4.3.3.16 und 4.3.3.17 erfüllt, liefern die meisten Quasi-Segmentierungsszenarien gute Näherungen.

Für das gesamte CT-Bild ω ergibt sich der Wert des Histogramms $H(\Theta)$ für den Grauwert g durch:

$$h_g(\Theta) := Q \cdot f(\Theta, g) \quad (4.3.3.18)$$

Analog erhält man:

$$h_{F,g}(\Theta) := Q \cdot z \cdot f_F(\Theta, g) = Q_F \cdot f_F(\Theta, g) \quad (4.3.3.19)$$

$$h_{M,g}(\Theta) := Q \cdot (1 - z) \cdot f_M(\Theta, g) = Q_M \cdot f_M(\Theta, g) \quad (4.3.3.20)$$

Durch Einsetzen des Schätzwertes Θ^* für Θ erhält man die geschätzten Histogramme H^* , H_F^* , H_M^* .

Die Parameterschätzung Θ^* wurde durch Minimierung des WLS-Abstandes $S_\alpha(H, H(\Theta))$ zwischen dem direkt aus dem CT-Bild ω gemessenen Histogramm $H = H(\omega) = (h_g(\omega))_{g \in \underline{G}}$ und dem anhand des geschätzten Parametervektors Θ^* rekonstruierten Histogramm $H(\Theta^*) = (h_g(\Theta^*))_{g \in \underline{G}}$ auf der Grauwertmenge \underline{G} durchgeführt:

$$S_\alpha(H, H(\Theta^*)) := \sum_{g \in \underline{G}} \left[(h_g - h_g(\Theta^*))^2 \cdot h_g^\alpha \right] = \sum_{g \in \underline{G}} \left[(h_g - Q \cdot f(\Theta^*, g))^2 \cdot h_g^\alpha \right] \quad (4.3.3.21)$$

Die anschauliche Idee hinter der Definition von $S_\alpha(H, H(\Theta^*))$ ist der Grundgedanke der konventionellen kleinste-Quadrate-Schätzung des Parametervektors Θ : Es wird derjenige Wert Θ^* für Θ gewählt, welcher den Abstand zwischen dem aus dem CT-Slice bestimmten Histogramm H und dem theoretisch bei Annahme des Parameterwertes Θ^* theoretisch zu erwartenden Histogramm $H(\Theta^*)$ minimiert. Unter dem Abstand der beiden Funktionen H und $H(\Theta^*)$ ist hierbei eine gewichtete Summe der Abstandsquadrate $(h_g - h_g(\Theta))^2$ für alle möglichen Grauwerte g aus \underline{G} zu verstehen. Die mit dem jeweiligen Abstandsquadrat des Grauwertes g zu multiplizierende Gewichtsfunktion hat für CFES die Form h_g^α . Sie besteht

also im zur α -ten Potenz erhobenen Wert h_g des aus dem gegebenen CT-Slice ω empirisch gewonnenen Histogramms $H = H(\omega)$ für den Grauwert g .

Formal lässt sich die nichtlineare Optimierung des CFES-Algorithmus zur Schätzung des Parameters Θ darstellen als:

$$(FQ) \quad \theta^* := \operatorname{argmin}_{\theta} S_{\alpha}(H, H(\theta)) \quad (4.3.3.22)$$

Aufgrund der Definition von S_{α} fällt diese Parameterschätzung in die Klasse der gewichteten kleinste-Quadrate-Schätzungen.

Die Schätzung eines Schwellenwertes t_{FM}^* zur Trennung des Fettkompartimentes F und des Muskelkompartimentes M im CT-Slice ω erfolgte aufgrund einer ad hoc gewählten Annahme: Es wurde derjenige Grauwert aus G gewählt, der einerseits zwischen den beiden Erwartungswertschätzern E_F^* und E_M^* liegt und an dem sich die beiden Kurven der theoretischen partiellen Histogramme $H_F(\Theta^*)$ und $H_M(\Theta^*)$ schneiden:

$$(QS1) \quad E_F^* < t_{FM}^* < E_M^* \quad (4.3.3.23)$$

$$(QS2) \quad h_{F, t_{FM}^*}(\theta^*) = h_{M, t_{FM}^*}(\theta^*) \quad (4.3.3.24)$$

Im Rahmen der Quasi-Segmentierung wurde außerdem eine Detektion von Knochenmaterial K durchgeführt. Da die Detektion von hartem Knochenmaterial in CT-Bildern aufgrund des hohen Abstandes zwischen E_K und E_M vergleichsweise einfach durchzuführen ist, wurde hierfür ein Standardverfahren eingesetzt. Es wurde ein Schwellenwertschätzer t_{MK}^* auf der Hounsfield-Skala festgelegt, der durch ein α -Quantil $Q_{1-\alpha}(f_M)$ der Wahrscheinlichkeitsdichte f_M der Grauwertverteilung von homogenem Muskelmaterial M definiert ist. Der Wert ε wurde hierbei auf $\varepsilon = 0,01 = 1\%$ festgelegt:

$$(QS3) \quad t_{MK}^* := Q_{1-\varepsilon}(f_M) \quad (4.3.3.25)$$

Der Schwellenwertschätzer t_{MK}^* wird also als 99%-Quantil der Grauwertverteilung von Muskel M angenommen.

Bei den Leichenabdomen sind die genauen Input-Massen m_F^+ und m_M^+ und -Volumen V_F^+ und V_M^+ nicht exakt bekannt. Daher wurde eine qualitative Bewertung der Quasi-Segmentierung $W(\omega)^*$ eines CT-Bildes ω an Hand der sichtbaren Trennung der Gewebetypen durch einen menschlichen Betrachter mit anatomischen Vorwissen vorgenommen. Das Ergebnis des Vergleiches wird im Folgenden mit dem Symbol $d(\omega, W(\omega)^*)$ bezeichnet. Das

Symbol $d(\omega, W(\omega)^*)$ steht für ein betrachterabhängiges ‚anatomisches‘ Gütemaß, welches den Wert 1 annimmt, wenn ein für den Beobachter gravierender Fehler in der Quasi-Segmentierung $W^*(\omega)$ gegenüber dem CT-Slice ω bemerkt wird. Liegt ein solcher Fehler nicht vor, so besitzt $d(\omega, W^*(\omega))$ den Wert 0:

$$d(\omega, W(\omega)^*) := \begin{cases} 0 & \text{Kein anatomischer Fehler bei Vergleich: } \omega, W^*(\omega) \\ 1 & \text{Anatomischer Fehler bei Vergleich: } \omega, W^*(\omega) \end{cases} \quad (4.3.3.26)$$

Die Größe $d(\omega, W(\omega)^*)$ wird als der *anatomische Fehler der Quasi-Segmentierung* $W(\omega)^*$ bezeichnet.

Für den CT-Scan Ω eines Objektes wird die Segmentierungsqualität durch die sog. *anatomische Fehlerrate* $D(\Omega, W(\Omega)^*)$ definiert als der Mittelwert des anatomischen Fehlers $d(\omega, W(\omega)^*)$ über alle CT-Slices des CT-Scans Ω :

$$D(\Omega, W(\Omega)^*) := \frac{1}{\#\Omega} \sum_{\omega \in \Omega} d(\omega, W(\omega)^*) \quad (4.3.3.27)$$

Sowohl der anatomische Fehler $d(\omega, W(\omega)^*)$ bei der Quasi-Segmentierung eines CT-Slices ω als auch die anatomische Fehlerrate $D(\Omega, W(\Omega)^*)$ sind ebenso wie das Segmentierungsergebnis $W(\omega)^*$ in praktischen Fällen vom Parameter α des CFES-Algorithmus abhängig, was durch Indizierung des Segmentierungsergebnisses $W_\alpha(\Omega)^*$ und Indizierung in den Symbolen $d(\omega, W_\alpha(\omega)^*)$ und $D(\Omega, W_\alpha(\Omega)^*)$ zum Ausdruck kommt.

Während die anatomische Fehlerrate $D(\Omega, W(\Omega)^*)$ auf einen bestimmten CT-Scan Ω bezogen ist, wird durch die globale anatomische Fehlerrate F versucht, einen inter-individuellen Wert für die Qualität der CFES-Quasi-Segmentierung zu etablieren. Man erhält die *globale anatomische Fehlerrate* F als das Verhältnis der Anzahl aller Fehlerslices ω in allen CT-Scans Ω der Menge der Scans $\underline{\Omega}$ aus der Stichprobe zur Zahl aller CT-Slices ω in allen CT-Scans Ω der Menge der Scans $\underline{\Omega}$ aus der Stichprobe:

$$F := \frac{\sum_{\Omega \in \underline{\Omega}} \sum_{\omega \in \Omega} d(\omega, W(\omega)^*)}{\sum_{\Omega \in \underline{\Omega}} \#\Omega} \quad (4.3.3.28)$$

Wiederum wird die Abhängigkeit der globalen anatomischen Fehlerrate F vom Parameter α des CFES-Algorithmus durch die Indizierung des Symbols F_α zum Ausdruck gebracht.

Der Vergleich der anthropometrisch bzw. direkt gemessenen SAT- und VAT-Massen-Werte bot keine quantitative Bezugsbasis zur teilweisen Validierung des CFES-Algorithmus da die Genauigkeit des CFES-Algorithmus evidenterweise oberhalb derjenigen grober

anthropometrischer Verfahren liegen sollte. So konnte zwar eine Plausibilitätskontrolle, jedoch keine direkte Bewertung der CFES-Ergebnisse anhand der genannten Verfahren durchgeführt werden.

In einem weiteren Schritt wurde eine Differenzierung der Fettdetektion in die Detektion von Viszeral- und die Detektion von Subkutan-Fett durchgeführt. Die Grundlage dieser Unterscheidung war ausschließlich topologischer Natur und setzte keinerlei anatomisches a-priori-Wissen voraus. Dies wird im Folgenden erläutert. Von der Menge ω_F der Fettpixel:

$$\omega_F := \{\omega_q \mid q \in \underline{Q}_F\} \quad (4.3.3.29)$$

in einem beliebigen CT-Bild ω wurde angenommen, dass sie genau in die einfach zusammenhängenden Zusammenhangskomponenten ω_{SF} und ω_{VF} zerfällt, wobei ω_{SF} für die Menge der Subkutan-Fettpixel steht und ω_{VF} die Menge der Viszeral-Fettpixel bezeichnet:

$$\omega_F = \omega_{SF} \cup \omega_{VF} \quad (4.3.3.30)$$

Sei ψ eine Teilmenge der Pixelmenge ω . Die Menge ψ heißt *einfach zusammenhängend*, genau dann, wenn für je zwei Pixel ω_{qA} , ω_{qB} aus ψ eine vollständig in der Menge ψ gelegene Pixelfolge $\varphi := (\omega_{q1}, \dots, \omega_{qR})$ existiert, für welche gilt:

(EZ1) Die beiden Pixel ω_{qA} , ω_{qB} sind Anfangs- und Endpixel ω_{q1} und ω_{qR} der Folge φ :

$$\omega_{qA} = \omega_{q1} \wedge \omega_{qB} = \omega_{qR} \quad (4.3.3.31)$$

(EZ2) Je zwei aufeinander folgende Pixel ω_{qr} und ω_{qr+1} der Folge φ sind in der Pixelmenge ω unmittelbar benachbart.

Die Pixelfolge φ wird dann auch als *Pfad zwischen ω_{qA} und ω_{qB}* bezeichnet.

Für einen in gestreckter Rückenlage im CT liegenden Körper wird zudem mit einem Parameterwert von $D_P = 50$ die folgende Bedingung (SK) als erfüllt angenommen:

(SK) Die erste ununterbrochene Folge von Fettpixeln der Länge D_P , auf die ein senkrecht vom oberen Bildrand nach unten verlaufender Pfad stößt, ist eine Folge von Subkutanfettpixeln.

Unter der Annahme von (EZ1), (EZ2) für ω_{SF} und ω_{VF} und der Annahme von (SK) wird von CFES nun eine ununterbrochene Folge der Länge $\geq D_P$ von Fettpixel auf senkrecht vom oberen Bildrand nach unten führenden Pfaden gesucht. Sei ω_q mit q in \underline{Q}_F ein Fettpixel in der

detektierten Folge. Dann wendet CFES in der Menge der detektierten Fettpixel ω_F^* ein *Region Growing-Verfahren* mit dem Pixel ω_q als Keim (Seed) an und deklariert die Ergebnismenge dieses Verfahrens als Menge der Subkutanfettpixel ω_{SF} .

Das Region Growing-Verfahren lässt sich in folgender Weise definieren. Sei A eine Menge von Pixeln im CT-Bild ω und B eine Teilmenge von A . Die Menge $R_A(B)$ wird dann definiert, als die Menge aller Pixel in A , die jeweils mit mindestens einem Pixel in B durch einen Pfad, der vollständig in A verläuft verbunden sind:

$R_A(B) := \{A_q \in A \mid \exists B_s \in B: \exists \text{ Pfad vollständig in } A \text{ von } A_q \text{ nach } B_s\}$ (4.3.3.32) $R_A(B)$ wird dann als das *Ergebnis des Region Growing Algorithmus* des Keims B in A bezeichnet.

Damit ist die von CFES als Subkutan-Fettpixelmenge ω_{SF} identifizierte Menge ω_{SF}^* gegeben als:

$$\omega_{SF}^* := R_{\omega_F^*}(\{\omega_q\}) \quad (4.3.3.33)$$

CFES identifiziert in der Folge dann die Komplementmenge $\omega_F^* \setminus \omega_{SF}^*$ von ω_{SF}^* in ω_F^* als die detektierte Menge ω_{VF}^* der Viszeral-Fettpixel:

$$\omega_{VF}^* := \omega_F^* \setminus \omega_{SF}^* \quad (4.3.3.34)$$

Die entsprechende Methodik wurde für alle Einzelschnittbilder der segmentierten Abdomen angewandt.

Aufgrund des Ergebnisses der Quasi-Segmentierung ergibt sich die Möglichkeit alternative Schätzwerte für die Volumen V_F , V_M , V_K sowie für die Volumen V_{SF} und V_{VF} für Subkutanfett und für Viszeralfett zu gewinnen (siehe Abbildung 20). Hierfür wurden die aufgrund der Quasi-Segmentierung geschätzten Pixelzahlen Q_F^{**} , Q_M^{**} und Q_K^{**} verwendet:

$$Q_{\Xi}^{**} := \#\omega_{\Xi} \quad (4.3.3.35)$$

Mit dieser Formel und mit Hilfe der im DICOM-Header des CT-Slices registrierten Pixel-Originalfeld-Dimensionen dX und dY und der Slice-Dicke dZ erhält man für den Schätzer V_{Ξ}^{**} des Volumens V_{Ξ} der Komponente $\Xi = F, M, K, SF, VF$ die Formel:

$$V_{\Xi}^{**} := Q_{\Xi}^{**} \cdot dX \cdot dY \cdot dZ \quad (4.3.3.36)$$

Die entsprechenden Schätzwerte der Massen ergeben sich mit Hilfe der Dichten ρ_{Ξ} zu:

$$m_{\varepsilon}^{**} := V_{\varepsilon}^{**} \cdot \rho_{\varepsilon} \quad (4.3.3.37)$$

Die damit verfügbaren quantitativen Fettmassenwerte m_F^{**} , m_{VF}^{**} , m_{SF}^{**} für das Gesamtfett, das viszerale und das subkutane Fett im untersuchten Abdomensegment wurden für einen Vergleichsansatz zur klassischen Anthropometrie herangezogen. Die Ergebnisse der Schätzformeln nach Kvist et al. (1988), durch welche sich unter anderem der viszerale und der Gesamtfettanteil im menschlichen Körper berechnen lassen, wurden zum Vergleich mit den CFES-Ergebnissen verwendet (siehe Abschnitt 4.1.3). Die CFES-Ergebnisse konnten wiederum nicht durch die anthropometrischen Ergebnisse validiert werden, da vom CFES-Verfahren potentiell genauere Werte zu erwarten sind, als von einem Calipergestützten Bestimmungsverfahren. Eine quantitative Validierung der Fett- und Muskel-Massen-Schätzungen m_F^* , m_M^* sowie der Formen von ω_F^* und ω_M^* - also i.W. eine Bestimmung des anatomischen Gütemaßes $d(\omega, W^*(\omega))$ - konnte mit dem Dreikomponentenphantom Hubig et al. (2018b) vorgenommen werden. Der anatomische Fehler $d(\omega, W^*(\omega))$ alleine ließ sich auch zur Abschätzung der Qualität der Quasi-Segmentierung der Leichen-CTs verwenden.

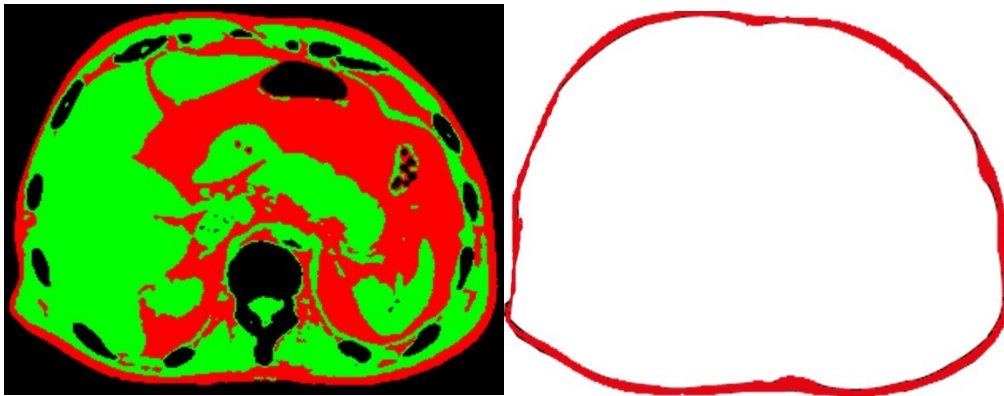


Abbildung 20 - Masken für Fettdifferenzierung am Abdomen - links Ergebnis Quasi-Segmentierung durch CFES (rot = Fett, grün = Muskel-/Organ-/Bindegewebe), rechts CFES-Output Maske: Subkutanes Fett

4.3.4 Der Wichtungsexponent α als Steuerungsgröße des CFES-Algorithmus

Die lokale Anpassungsgüte des theoretischen Histogramms $H(\Theta)$ an das empirische Grauwert-Histogramm H (zusammengesetzt aus den Partialhistogrammen H_F und H_M für Fett und Muskel) wird durch die Wahl des Parameterwertes für α in der gewichteten Quadratsumme $S_\alpha(H, H(\Theta^*))$ beeinflusst. Dabei erhält man für die Wahl $\alpha = 0$ den nicht gewichteten Ausdruck der Quadratsumme, während $\alpha = -1$ einen Wichtungsfaktor $1/h_g$ hervorruft. Im Falle $\alpha = -1$ ähnelt die Summe $S_\alpha(H, H(\Theta^*))$ formal dem Ausdruck für die Teststatistik χ^2 , lediglich die Rollen von empirischem Wert h_g und theoretischem Wert $h_g(\Theta)$ wurden vertauscht. In den vorliegenden Untersuchungen wurde der Wertebereich des Parameters α auf die ganzen Zahlen zwischen -3 und 3 beschränkt. Die Ergebnisse der Berechnungen rechtfertigten im Nachhinein diese Festlegung.

Ein Parameterwert $\alpha \leq 0$ bewertet Abweichungen des theoretischen Histogramms $H(\Theta^*)$ an gering besetzten (Grauwert-) Stellen g aus G des empirischen Histogramms H als besonders gravierend. Bei der Wahl $\alpha > 0$ werden hingegen Abweichungen des theoretischen Histogramms $H(\Theta^*)$ vom empirischen Histogramm H an von H besonders stark besetzten Grauwerten g aus G betont bewertet:

(AL) Hohe Werte von α führen zu besserer Anpassung von $H_F(g) + H_M(g)$ an das empirische Histogramm $H(g)$ für Grauwerte g mit hoher Besetzungszahl $H(g)$.

Die Anforderungen an die optimale Wahl des Parameters α lassen sich in einer Minimax-Formulierung wiedergeben. Bei minimalem Klassifizierungsfehler sollte das Quasi-Segmentierungsverfahren eine maximale Anwendungsbreite aufweisen, d.h. möglichst robust gegenüber zufälligen Schwankungen aber auch gegenüber anatomisch begründeten Variationen beim ‚Durchfahren des Abdomens mit dem Slice‘ oder bei anatomischen Variationen zwischen verschiedenen menschlichen Körpern sein. Theoretisch sind in einzelnen Schnittbildern ω neben einer ausgewogenen Verteilung zwischen der Fettkomponente F und der Muskelkomponente M auch einseitig stark gewichtete Verteilungen von F und M möglich. Dies kommt in einem starken Abweichen des wahren Wertes z^+ der Anteilsgröße z vom Wert 0,5 zum Ausdruck.

Je nach Wahl von α verschieben sich die Schätzwerte z^* , E_F^* , E_M^* , S_F^* , S_M^* und damit auch potentiell die Schnittstelle t_{FM}^* der beiden partiellen theoretischen Histogramme für Fett $H_F(\Theta^*)$ und für Muskel $H_M(\Theta^*)$ im Grauwertbereich G . Dies kann Auswirkungen auf das

Ergebnis $W(\omega)^*$ der Quasi-Segmentierung haben. In Abbildung 21 wird ein fiktives Originalhistogramm H zusammen mit zwei verschiedenen, hypothetisch optimalen Anpassungsergebnissen $H(\Theta^*)$ für einen negativen Parameterwert (z.B. $\alpha = -3$) und einen positiven Parameterwert (z.B. $\alpha = +3$) gezeigt.

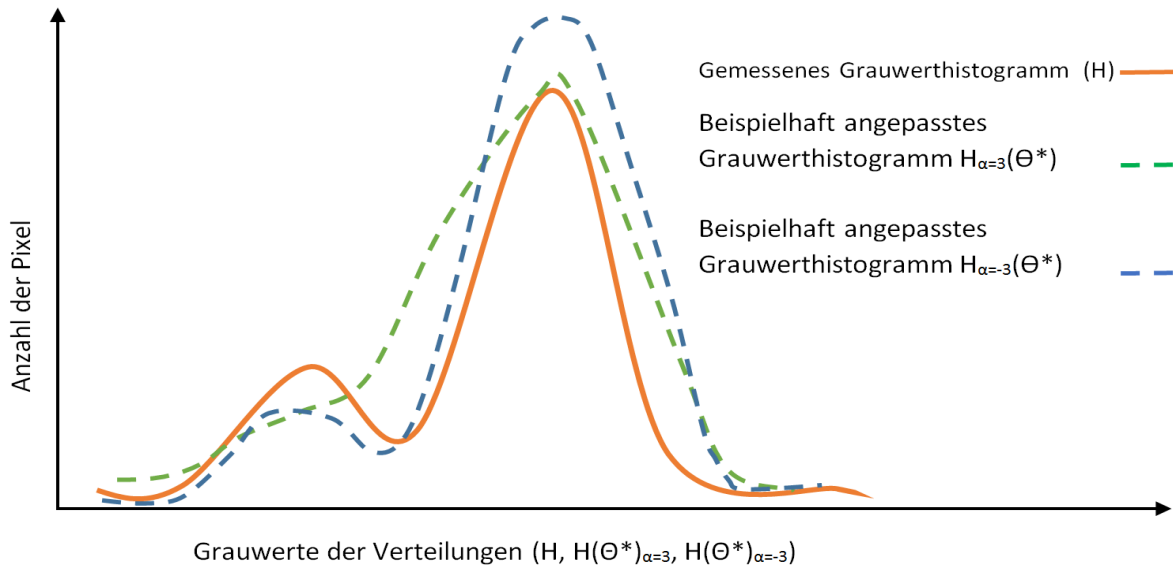


Abbildung 21 - Beispielhaftes gemessenes Grauerthistogramm H (orange) und beispielhafte hypothetische Grauerthistogramme $H(\Theta^*)_{\alpha=3}$, $H(\Theta^*)_{\alpha=-3}$ zur Schilderung des Einflusses des Parameters α auf das Ergebnis der Anpassungsrechnung des CFES: $\alpha < 0$ gering besetzte Grauwerte werden hoch gewichtet, $\alpha > 0$ stark besetzte Grauwerte werden hoch gewichtet

4.3.5 Parameter τ als Maß der Fett-Muskel-Trennbarkeit

Ein Kriterium für die Trennbarkeit der beiden Komponenten F und M bei der CFES-Quasi-Segmentierung stellen die Komponentenmomente im Grauerthistogramm $H(\omega)$ durch den τ -Wert dar: Er bewertet den Abstand der Verteilungsmaxima E_F und E_M , sowie die 'Gesamtbreite' der beiden Streuungen S_F und S_M . Es ist offensichtlich, dass die Trennbarkeit der Verteilungen mit wachsendem Abstand der Maxima E_F und E_M und mit abnehmender Streuung S_F und S_M der Verteilungen f_F und f_M zunimmt. Dies ist der Fall, da beide Effekte zu geringerer Überlappung zwischen den Verteilungen führen. Das Problem, welches durch den Algorithmus CFES gelöst wird, zeigt deutliche Analogien zum Testproblem von Welch's t-Test (Pomeroy et al., 2002), des nichtgepaarten t-Tests bei unterschiedlichen Stichprobengrößen und unterschiedlichen Standardabweichungen in den beiden Grundgesamtheiten: Die beiden Stichproben entsprechen den Q_F Fett- bzw. Q_M Muskel-Pixeln des Bildes ω , in beiden Grundgesamtheiten ist eine Normalverteilung gegeben mit den

Parametern E_F , S_F und E_M , S_M . Der Test hat über die Nullhypothese $H_0: E_F = E_M$ der Gleichheit der Mittelwerte E_F , E_M zu entscheiden. Zur Herbeiführung der Entscheidung wird in Welch's t-Test eine Statistik verwendet, die in Welch's Test mit dem Buchstaben t belegt wird, hier jedoch aus Gründen der Bezeichnungssicherheit mit τ bezeichnet werden soll. Die Statistik τ wertet die beiden oben angeführten topologischen Merkmale der Trennbarkeit aus:

$$\tau = \frac{E_M - E_F}{\sqrt{\frac{1}{Q_M} S_M^2 + \frac{1}{Q_F} S_F^2}} \quad (4.3.5.1)$$

Für das hier behandelte Fettquantifizierungsproblem kann die Statistik τ von Welch's t-Test als Schätzer der Trennbarkeit der Komponenten F und M im CT-Bild ω verwendet werden. Einschränkend muss zu diesem Ansatz bemerkt werden, dass die Werte E_F , E_M , S_F , S_M zur Berechnung des Wertes von τ bereits zur Verfügung stehen müssen, wenn die Trennbarkeit durch τ beurteilt werden soll. Ein wesentlicher Schritt der Quasi-Segmentierung ist jedoch in CFES die Schätzung der Werte E_F , E_M , S_F , S_M selbst. Daher ist die Größe $\tau(\omega)$ im Fett-Quantifizierungsproblem nur als A-Posteriori-Schätzer der F-M-Trennbarkeit eines CT-Slices ω zu verwenden. Zum einen ermöglicht die Größe τ die objektivierbare Prüfung der CT-Geräteeinstellungen (Vergleich Tabelle 7), andererseits die Qualitätsprüfung des gewählten Wertes der Steuerungsgröße α des CFES-Algorithmus (siehe Abbildung 46).

Das klassische SNR ist konzipiert um im Output eines Signalverarbeitungssystems die Trennbarkeit eines Signals mit geringer Standardabweichung von einem Grundrauschen mit hoher Standardabweichung zu bewerten. Abweichend zur vom SNR adressierten Problematik, sollen in der vorliegenden Arbeit zwei vergleichsweise scharf definierte Signale F und M getrennt werden. Die Größe τ kann in diesem Zusammenhang als ein *wechselseitiges Signal-Rausch-Verhältnis* interpretiert werden. Jedes der beiden Signale F und M spielt im Verhältnis zum jeweils anderen sowohl die Rolle des zu separierenden Signals, als auch die des abzutrennenden Rauschens. Die Formel für die t-Test Statistik kann aufgrund ihrer formalen Ähnlichkeit mit der Definition des klassischen SNR auch im Sinne der Quantifizierung des wechselseitigen Signal-Rausch-Verhältnisses herangezogen werden.

Durch Einsetzen der Definition des Fettanteils z in die Definition der Größe τ ergibt sich:

$$\tau = \frac{\sqrt{Q} (E_F - E_M)}{\sqrt{\frac{1}{z} S_F^2 + \frac{1}{1-z} S_M^2}} \quad (4.3.5.2)$$

Wie es in der Statistik häufig der Fall ist, besteht im Anwendungsfall kein direkter Zugriff auf die stochastischen Grundgrößen E_F , E_M , S_F , S_M und z . Bei konkreten Berechnungen wird daher ein Schätzer τ^* des τ - Wertes berechnet, indem die Schätzer E_F^* , E_M^* , S_F^* , S_M^* , z^* in die Definitionsgleichung für τ (Formel: 4.3.5.2) eingesetzt werden.

In Formel 4.3.5.2 sind die Einflüsse der Parameter Gesamtpixelanzahl Q und Fettanteil z auf die durch τ quantifizierte Separierbarkeit von Fett und Muskel sichtbar. Die Separierbarkeit τ ist proportional zur Wurzel aus der Gesamtpixelzahl Q . Bei konstanten Werten für E_F , E_M , S_F , S_M geht τ gegen 0, wenn der Nenner in Formel 4.3.5.2 gegen ∞ geht. Dies wiederum ist der Fall, wenn z gegen 0 oder gegen 1 geht:

$$(z \downarrow 0 \vee z \uparrow 1) \Rightarrow \left(N := \sqrt{\frac{1}{z} \cdot S_F^2 + \frac{1}{1-z} \cdot S_M^2} \rightarrow \infty \right) \Rightarrow (\tau \rightarrow 0) \quad (4.3.5.3)$$

Ein Maximum der Größe τ bei Variation von z wiederum stellt sich bei einem Minimum des Nenners ein. Das Minimum des Nenners N lässt sich durch Verwendung der üblichen hinreichenden Bedingung bestimmen:

$$0 = \frac{\partial N^2}{\partial z} = -\frac{1}{z^2} \cdot S_F^2 + \frac{1}{(1-z)^2} \cdot S_M^2 \quad (4.3.5.4)$$

Daraus folgt eine quadratische Gleichung für z , welche wegen $0 \leq z \leq 1$ nur die eine relevante Lösung besitzt:

$$z = \frac{S_F}{S_M + S_F} \quad (4.3.5.5)$$

Diese Gleichung bestimmt das für die Fett-Muskel-Separierung optimale Fettverhältnis bei festliegenden Standardabweichungen S_F und S_M .

Qualitativer und quantitativer CFES-Output

Tabelle 8 zeigt exemplarisch die bei der Bearbeitung eines CT-Scans durch den CFES-Algorithmus pro CT-Slice ausgegebenen Daten. Mit Hilfe der viszerale und subkutanen Fettpixelwerte Q_{VF}^* [ViscFatPix] und Q_{SF}^* [SubcFatPix] ließen sich über die bekannte CT-Schnittbilddicke dZ [Slice] die Volumenschätzer V_{VF}^* und V_{SF}^* berechnen. Mit der aus externer Quelle bekannten Materialdichte ρ_F konnten auch die Massen m_{VF}^* und m_{SF}^* der Fettgewebetypen berechnet werden.

Tabelle 8 - Ausschnitt aus Global-Log-File mit Angabe der Input-Parameter: Schichtdicke („Slice [mm]“) und Name des CT-Slices („Path/File“) und der Output-Parameter: maximale und minimale Grauwertgrenze für Fett („Min-Fat“, „Max-Fat“ [HU]), Pixelzahl und Fläche ($\text{[mm}^2\text{]})$ von Viszeral- und Subkutanfett („ViscFatPix“, „Visc“, „SubcFatPix“, „Subc“), Logarithmus des optimalen Kurvenabstandes $\ln S_\alpha$, Schätzwert τ^* der Trennbarkeit τ von Fett- und Muskel im Slice.

Min-Fat ⁵ [HU]	Max-Fat ⁶ [HU]	ViscFat Pix ⁷ (Pixelzahl)	SubcFat Pix ⁸ (Pixelzahl)	Visc [mm^2] ⁹	Subc [mm^2] ¹⁰	Slice [mm]	$\ln S_\alpha$ ¹¹	τ - Est ¹²	Path/ File
-191	-52	9395.54	12588.24	8960.28	12005.07	0.625	24.0 5	127.5	IM437.d cm
-177	-48	4727.71	6857.53	4508.69	6539.84	0.625	22.2 6	141.9	IM438.d cm

4.3.6 CFES - Test am Dreikomponentenphantom

Der CFES-Algorithmus wurde an einem Dreikomponentenphantom mit bekannter Gewebezusammensetzung validiert. Die jeweiligen Äquivalente der Gewebe (Phantom - Mensch) sind: Bienenwachs - Fett, Kochsalzlösung - Skelettmuskel, Rinderknochen - menschlicher Knochen. In Schenkl et al. (2017) wurde bereits gezeigt, dass die eingesetzten Modellmaterialien in ihrer Massendichte und der Abschwächung im CT den humanen Geweben entsprechen. Die thermischen Eigenschaften und die eingesetzten Massen finden sich in Tabelle 9 und Tabelle 11. Tabelle 10 zeigt zum Vergleich die menschlichen Gewebeeigenschaften.

⁵ Min Fat: Minimum der Fettverteilung auf der HU-Skala
⁶ Max Fat: Maximum der Fettverteilung auf der HU- Skala
⁷ ViscFat Pix: Anzahl der viszeralen Fettpixel Q_{FV}
⁸ SubcFat Pix: Anzahl der subkutanen Fettpixel Q_{FS}
⁹ Visc [mm^2]: Viszeralfett in Millimeter A_{FV}
¹⁰ Subc [mm^2]: Subkutanes Fett in Millimeter A_{FS}
¹¹ $\ln S_\alpha$: $\ln S_\alpha$ nat. Logarithmus des optimalen Kurvenabstandes $S_\alpha(H, H(\Theta^*))$
¹² τ : Schätzer τ^* für Separierbarkeitsmaß τ der F und M Grauwertverteilungen

Tabelle 9 - Charakteristika des Dreikomponentenphantoms

Charakteristika	Angaben
Maße [cm]	Grundfläche: 17,2x 19,4; Deckfläche: 17,5x 19,2 Höhe: 15,3 mit zentraler Erhebung
Konvektionskoeffizienten Luft: freie Konvektion h [W/(m ² °K)]	Seitenflächen: 3,85 (Çengel, 2015) Deckfläche: 4,92 (Çengel, 2015)
Dichte ρ [g / cm ³]	a) 0,9 (Duck, 1990); b) 1,36 (Duck, 1990); c) 1,05; d) 1,19 (Schoenwald and Nightingale, 2001)
Spezifische Wärmekapazität C_p [J / (kg °K)]	a) 3110; b) 1700 (Mall, 2000) c) 4180 (Çengel, 2015); d) 1470 (Sargsyan et al., 2007, 2015)
Wärmeleitfähigkeit κ [W / (m °K)]	a) 0,31; b) 0,54 (Davidson and James, 2000); c) 0,6 (Ozbek, 1986) d) 0,19 (Shoulberg, 1962)
Emissivität ϵ [1]	a) 0,88 (Schlutter, 2015); b) - ; c); d) -

Tabelle 10 - Thermische Eigenschaften Dichte ρ , spezifische Wärmekapazität C , Wärmeleitfähigkeit κ , Emissivität ϵ menschlicher Gewebe

Material	Dichte ρ [g / cm³]	Spezifische Wärmekapazität C_p [J / (kg °K)]	Spezifische Wärmeleitfähigkeit κ [W / (m °K)]	Emissivität ϵ [1]
Menschliches Fettgewebe	0,916 (Duck, 1990) 1,085 (Werner, 1984)	2300 (Werner, 1984) 3470 (Faber and Garby, 1995)	0,21 (Mall, 2000, Bowman, 1982) 0,27 (Duck, 1990)	
Menschlicher Skelettmuskel	1,041 (Duck, 1990) 1,085 (Werner, 1984)	3720 (Duck, 1990) 3800 (Mall, 2000)	0,51 (Werner, 1984) 0,55 (Duck, 1990)	
Menschlicher Röhrenknochen	1,357 (Werner, 1984) 1,920 (Duck, 1990)	1300 (Duck, 1990) (Werner, 1984)	0,36 (Duck, 1990) 0,75 (Werner, 1984)	
Menschliche Haut	1,085 (Mall, 2000) 1,100 (Duck, 1990)	3680 (Werner, 1984)	0,385 (Douplik, 2014) 0,47 (Werner, 1984)	0,95 (Çengel, 2015)

Tabelle 11 - Zusammensetzung, Massen und Volumen der Bestandteile des Dreikomponentenphantoms

Bestandteile des Dreikomponentenphantoms	Masse m [g]	Volumen V [cm³]
Bienenwachs als Fettsubstitut	4404	4524,42
Kochsalzlösung (4,7 % NaCl Lösung) als Muskelimitat	201	191,43
Knochen (Diaphyse von Rinderfemur)	198	145,74
PMAA (Plexiglas)	45	38,14
Gesamt	4848	4900

Aufgrund seines im Vergleich mit dem menschlichen Abdomen einfachen inneren Aufbaus bot das Dreikomponentenphantom gleichzeitig für die Studie Schenkl et al. (2017) eine gute Möglichkeit, automatisch ein Computer Aided Design Modell (CAD) zu erstellen und dieses anschließend in ein FE-Gitter zu überführen. Das FE-Gitter (Abbildung 22) wurde für Abkühlungssimulationen verwendet, die Rückrechnungen der Abkühlzeit in Analogie zur rechtsmedizinischen TTS erlaubten (Schenkl et al., 2017).

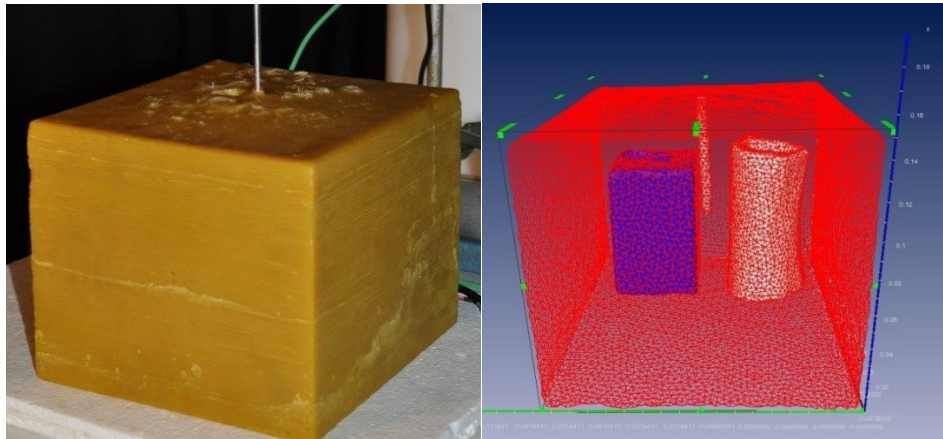


Abbildung 22 - Dreikomponentenphantom (links Außenansicht mit zentral eingebrachtem Temperaturmessfühler, rechts FE-Modell auf CT-Basis. Blau: Behälter mit Salzwasserlösung, weiß: Rinderknochen, rot: Bienenwachsmatrix (semitransparent dargestellt))

4.4 Finite-Elemente-Methode für die temperaturgestützte Todeszeitberechnung – Modellentwicklung

Im folgenden Absatz wird ein mehrstufiger FE-Modellentwicklungsprozess beschrieben. Für die Modellentwicklung werden im Vorgriff auf den Ergebnisteil anthropometrische Messergebnisse dargelegt um eine zusammenhängende Darstellung zu ermöglichen.

Anthropometrisch und mittels CFES geschätzte Massen m_F^* , m_M^* und Volumen-Werte V_F^* , V_M^* der Hauptgewebetypen Fett und Muskel aus den CT-Scans Ω_1 und Ω_2 zweier Leichen des untersuchten Kollektivs wurden verwendet, um das FE-Modell B0 Mall (2000) jeweils in mehreren Entwicklungsschritten zu individualisieren. Unter methodischen Gesichtspunkten sollte an diesen Beispielen geprüft werden, inwieweit eine anatomische Individualisierung der Hauptgewebetypen im Abdomen zu einer weiteren Annäherung der Modellkurve $T^\#(t)$ an die gemessene rektale Abkühlungskurve $T(t)$ führen kann. Dafür stehen im Institut für Rechtsmedizin des UKJ die Kerntemperatur-Abkühlungskurven $T_M(t)$ von unter

kontrollierten Bedingungen erfolgten Abkühlungsmessungen an 89 realen Leichen mit bekanntem Todeszeitpunkt zur Verfügung (Muggenthaler et al., 2012). Die Sammlung dieser Abkühlungsdaten wird im Folgenden mit der Bezeichnung ‚Münchner Kollektiv‘ zitiert, da die Daten in München erhoben worden waren. Die direkte Verwendung dieser Daten für die vorliegende Untersuchung wird durch die Tatsache behindert, dass für keine der erwähnten Leichen ein CT-Scan erfolgte. Durch einen Vergleich anthropometrischer Parameter der Körper aus dem Münchner Kollektiv und der am Institut für Rechtsmedizin Jena mittels CT untersuchten Leichen wurden zwei möglichst passende Vergleichspaare B_1 und B_2 ermittelt. Die Kriterien für die Zuordnung der Messdaten $T_M(t)_i$ zu den CT-Scans Ω_i waren möglichst genaue Übereinstimmungen in Körpergewicht m , Körperlänge KL und Geschlecht G . Ein Vergleichspaar B_i besteht aus dem geordneten Paar $(\Omega_i, T_M(t)_{ii})$ von CT-Scan Ω_i und Abkühlungskurve $T_M(t)_i$ (siehe Tabelle 12).

Die Datensammlung Muggenthaler et al. (2012) enthält etliche Fälle, die zum Messbeginn noch eine Rektaltemperatur oberhalb der als physiologisch betrachteten Körperkerntemperatur aufwiesen. In den in Tabelle 12 angegebenen Datenbankfällen lag der Messbeginn ca. 2 Stunden bzw. 1,67 Stunden nach dem dokumentierten Todeseintritt. Während im Fall A2 die erste gemessene Rektaltemperatur mit 36,4 °C etwas unterhalb von 37,3 °C lag, konnte im Fall A1 eine Rektaltemperatur von 37,3 °C gemessen werden. Es ist somit von einer Hyperthermie zum Todeseintrittszeitpunkt bei Fall A1 auszugehen. Da die wirkliche Anfangstemperatur nicht mehr rekonstruierbar ist, wurde die Messkurve für den Fall A1 in den Nullpunkt verschoben. Dieses Vorgehen entspricht der Annahme, dass der Todeszeitpunkt mit dem Zeitpunkt der ersten Rektaltemperaturmessung zusammenfällt. Da das Temperaturfeld zum Zeitpunkt der ersten Messung nicht mit dem physiologischen Temperaturfeld zum Todeszeitpunkt bei unterstellter Normothermie übereinstimmt, kann die vorgenannte Verschiebung zu einem gewissen Fehler im Anfangstemperaturfeld der Modelle und damit zu Fehlern in der Rückrechnung führen.

Tabelle 12 - Zuordnung der Vergleichspaare aus dem Münchener Kollektiv und dem anthropometrischen Leichenkollektiv des IRM

	Synthetisches Fall-Beispiel B1		Synthetisches Fall-Beispiel B2	
	Fallnummer Sample Jena	Fallnummer- Sample München	Fallnummer Sample Jena	Fallnummer Sample München
	$\Omega_1 = \text{LFD 6}$	$A_1 = 67$	$\Omega_2 = \text{LFD 33}$	$A_2 = 52$
Körperlänge KL [cm]	170	167	168	168
Körpergewicht m [kg]	84	84,7	65	65
BMI	29,08	30,37	23	23
Umgebungstemperatur T_U [°C]	-	20,83	-	18,72
Zeit zwischen Todeseintritt und Messbeginn [h]		2,0		1,67

Zum methodischen Verständnis wird im Folgenden kurz erläutert, wie die FE-Modelle des Phantoms und des Menschen erzeugt und wie die Abkühlungssimulationen berechnet wurden. Jede geometrische Modifikation am FE- Modell erfolgte mit den Eingabe-Werkzeugen der graphischen Benutzeroberfläche von Mentat[®] (Abbildung 23). Es wurde dabei vorrangig folgende Funktionen genutzt:

- Zuordnen von Materialeigenschaften (z.B. Massendichte) und thermischen Eigenschaften (z.B. Wärmeleitfähigkeit) zu den Elementen
- Zuordnen von thermischen Randbedingungen (z.B. Emissivität, Konvektionskoeffizient, Sichtfaktoren für Wärmestrahlung)
- Zuordnen von Anfangsbedingungen (z.B. Anfangstemperaturfeld bei Abkühlungssimulation)

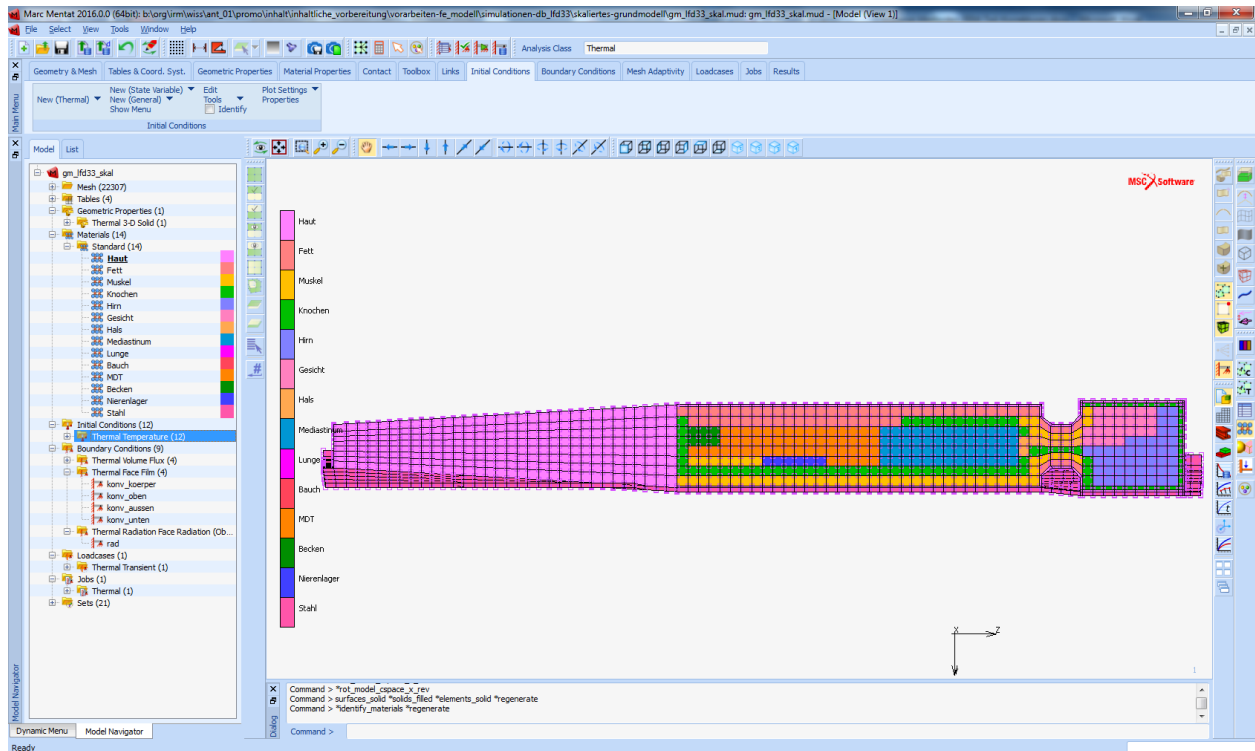


Abbildung 23 - Graphische Benutzeroberfläche von Marc-Mentat® mit Abbildung des Standard-FE-Modells nach Mall (Mall and Eisenmenger, 2005a)

Nach der Modellerstellung und der Vorbereitung der FE-Berechnung erfolgt ein Transfer des Modells in den FE-Prozessor MSC-Marc Mentat®. Der Prozessor löst die FE-Gleichungen, ein Gleichungssystem gewöhnlicher linearer Differentialgleichungen, durch numerische Integration mittels eines Finite-Differenzenverfahrens.

Die Ergebnisse der Rechnung in MSC-Marc werden wieder in den Prä- und Postprozessor Mentat zurückübertragen und können dort in aufbereiteter Form als Graphik oder als Diagramm dargestellt werden.

Die Abkühlungssimulationen mit FEM berücksichtigten die folgenden Wärmetransportmechanismen:

- Konduktion (Interne und externe Wärmeleitung durch Festkörper)
- Konvektion (Freie und erzwungene Konvektion)
- Strahlung (Diffuse Temperaturstrahlung und externe und interne Einstrahlung)

Zur Validierung der Ergebnisse des CFES-Algorithmus für das Dreikomponentenphantom wurde zunächst eine Abkühlungssimulation berechnet. Die zentrale Temperatur $T(t)$ des

Phantoms konnte anschließend mit den Messergebnissen $T_M(t)$ einer entsprechenden experimentellen Abkühlung des realen Dreikomponentenphantoms verglichen werden. Tabelle 13 zeigt die für die konvektiven Randbedingungen bei der FE-Simulation benötigten Daten.

Die Abkühlungsexperimente mit dem Dreikomponentenphantom und mit den menschlichen Leichen des Münchner Kollektivs wurden in einer Klimakammer unter kontrollierten Umgebungsbedingungen (konstante Umgebungstemperatur, induzierte Luftströmung zur Konstant-Haltung der Umgebungstemperatur geringer als Luftströmung durch freie Konvektion, keine externe Einstrahlung) durchgeführt. Die Kerntemperatur des Dreikomponentenphantoms wurde mit Hilfe einer durch eine spezielle Bohrung in das Zentrum des Phantoms eingeführten Temperatursonde gemessen. Die Messung der Rektaltemperatur der Leichen des Münchner Kollektivs wurde wie für eine temperaturgestützte Todeszeitbestimmung durchgeführt (siehe z.B. (Madea, 2015)). Erzwungene Konvektion durch künstliche Luftströmung ist aufgrund der Lagerung in der Klimakammer sowohl bei den Experimenten mit dem Dreikomponentenphantom, als auch bei den Abkühlungsmessungen an beiden Leichen (siehe Tabelle 12) nicht zu berücksichtigen. Die Konvektionskoeffizienten der natürlichen Konvektion wurden für das Dreikomponentenphantom berechnet. Für übliche Oberflächengeometrien wie horizontale oder vertikale Flächen sowie die Deck- und Mantelflächen von Zylindern sind Näherungsformeln für die Konvektionskoeffizienten in der Literatur zu finden (Çengel, 2015). Für die FE-Modelle der beiden Leichen wurden Werte und Formeln aus (Çengel, 2015, Tanabe, 1994, de Dear et al., 1997) verwendet.

Tabelle 13 - Inputwerte und Ergebnis der Konvektionsberechnung des Dreikomponentenphantoms

Konvektion: Größen und Einheiten	Werte der Größen für das Dreikomponentenphantom
Charakteristische Länge L [m]	0,15
Umgebungstemperatur T_U [°K]	299,9
Anfangswert Oberflächentemperatur T_{S0} [°K]	313,75
Zeitmittel Oberflächentemperatur T_S [°K]	306,73
Filmtemperatur T_F [°K]	303,4
Deckfläche Konvektionskoeff. h [W/(m °K)]	4,85
Mantel-/Seitenflächen: Konv.koeff. h [W/(m °K)]	3,92

4.4.1 Modellindividualisierung des Standard-FE-Modells

Die Individualisierung des Standard-FE-Modells nach Mall (Mall and Eisenmenger, 2005a) für die Beispielanwendungen B1 und B2 erfolgte unter Verwendung der anthropometrisch gewonnenen Daten sowie des volumetrischen Output des CFES-Algorithmus. Die beiden Beispielanwendungen B1 und B2 beziehen sich auf die beiden in Tabelle 12 dargestellten Fallpaare, wobei sich jedes aus einer Leiche des Untersuchungskollektivs der vorliegenden Arbeit (mit zugehörigem CT-Datensatz) und einem zugeordneten Fall aus dem Kollektiv der Münchner Abkühlungsmessungen Muggenthaler et al. (2012) zusammensetzt. Beide Fallbeispiele hatten das Ziel, die Abhängigkeit des Ergebnisses einer FE-gestützten Todeszeitrückrechnung von der Qualität der individualisierten Anpassung der Fett- und Muskelschicht-Dicken oder -Volumen zu testen. Die bisherige Modellindividualisierung nach Mall (Mall, 2000, Mall and Eisenmenger, 2005a, Mall and Eisenmenger, 2005b) durch im Rahmen der Präprozessierung angewandte geometrische Streckungen des Standardmodells auf die Körpermasse m und Körperlänge KL der jeweiligen Leiche ergibt in Abhängigkeit von der Konstitution teils keine realitätsnahe Abbildung der Gewebeschicht-Dicken und -Volumen. Für die beiden Beispielfälle B1 und B2 wurden jeweils sowohl Rückrechnungen an individualisierten FE-Modellen, als auch mittels des skalierten FE-Standardmodells durchgeführt. Die Ergebnisse wurden untereinander und mit den Messdaten der Beispielfälle des Münchner Kollektivs verglichen.

Anhand zweier Fallbeispiele wurde ein Vergleich von jeweils drei auf unterschiedliche Art individualisierten Modelltypen durchgeführt. Das Auswahlbeispiel B1 mit dem CT-Scan $\Omega_1 = \text{LFD 6}$ ist mit $\text{BMI} = 29$ im Sinne der üblichen Kategorisierung als leicht übergewichtig und das Beispiel B2 mit $\Omega_2 = \text{LFD 33}$ mit $\text{BMI} = 23$ als normalgewichtig zu charakterisieren. Die ersten beiden Modelle B10 und B20 wurden direkt aus dem von Mall (Mall and Eisenmenger, 2005a) erarbeiteten FE-Modell B0 generiert: Ohne weitere anatomische Änderungen wurde das Standardmodell jeweils mittels der Skalierungsfaktoren k_1 (Streckung in Z-Richtung: KL -Anpassung) und k_2 (Zentrische Streckung in X-Y-Ebene: m -Anpassung) an die Körperlänge KL und das Körpergewicht m von $\Omega_1 = \text{LFD 6}$ bzw. von $\Omega_2 = \text{LFD 33}$ angepasst. Die beiden weiteren FE-Modelle B1A und B2A wurden unter Verwendung der qualitativen und quantitativen Informationen aus den CT-Scans und den anthropometrischen Messungen an $\Omega_1 = \text{LFD 6}$ und $\Omega_2 = \text{LFD 33}$ aus den skalierten Basismodellen B10 und B20 generiert. Dabei wurden die entsprechenden Änderungen am FE-Netz manuell im Präprozessor Mentat

vorgenommen. Die anatomischen Modellindividualisierungen betrafen vorrangig den Abdominalbereich, welcher in der modellhaften Approximation der Ausgangsversion B0 der FE-Modelle in Abbildung 24 dargestellt ist. Abbildung 25 zeigt die Lokalisation des rektalen Messpunktes N1517, welcher bei der Extraktion der Modellkurve $T(t)$ die Lage der Spitze des Rektaltemperatursensors approximiert.

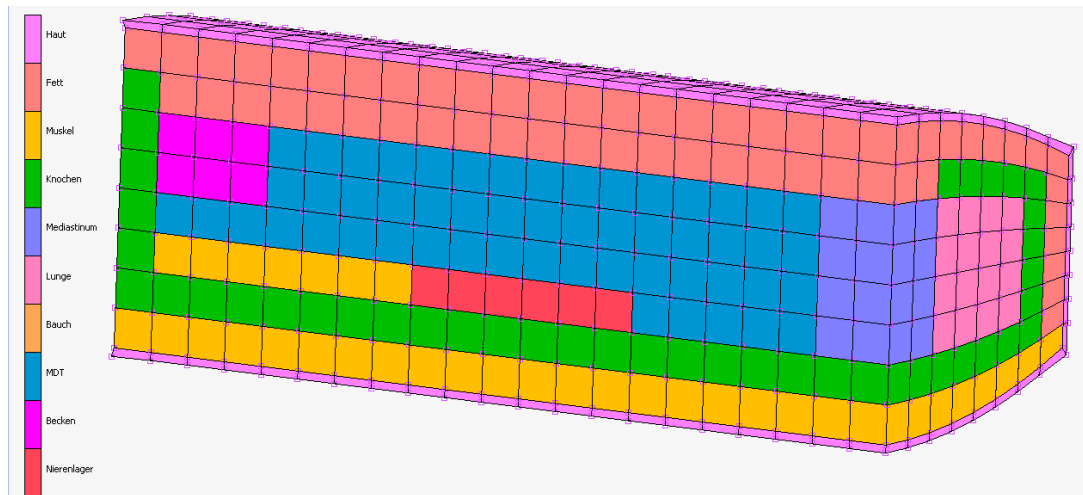


Abbildung 24 - Ausschnitt des Torsobereiches des FE-Modells (anatomische Abgrenzung zwischen Unterseite der Sternumspitzenebene und der mittleren Beckenebene (vergleichbar zur Lage der Fascies symphysialis))

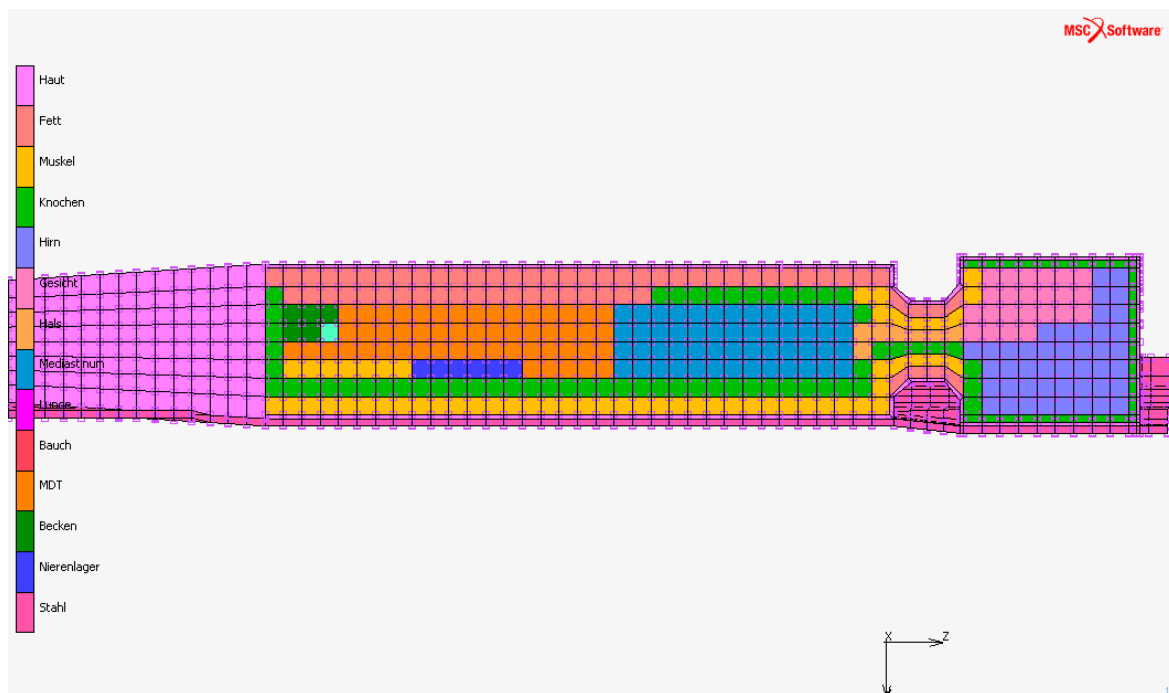


Abbildung 25 - Gesamter Oberkörperbereich des Standard-FE-Modells mit Torso und Lokalisation des rektalen Referenzpunktes N1517 (hellblau markiertes Element mit grüner Knotenmarkierung)

Im Sinne einer Maximalabschätzung des Todeszeitschätzfehlers infolge von Modellvariationen der Materialeigenschaften wurden für LFD 33 drei Varianten B20A, B20B und B20C des Standard-FEM von Mall erstellt, die jeweils für das gesamte Modell nur einen konstanten Wert für jeden der Materialparameter C_p , κ und ρ annehmen. Die Materialeigenschaften aller Elemente des zuvor auf die anatomischen Maße von LFD 33 skalierten Modells B20 wurden dafür für B20A mit den Werten (C_p , κ , ρ) von Fett definiert. Im zweiten Modellbeispiel B20B wurden sämtlichen Elementen die Parameterwerte (C_p , κ , ρ) von Muskelgewebe zugeordnet. Auch im dritten Modelltyp B20C erhielten alle Elemente des FE-Modells konstante Parameterwerte zugeordnet. Jeder Parameterwert wurde basierend auf dem durch CFES-Bearbeitung von Ω_2 generierten Fett – Muskelanteil errechnet. Hierfür wurde ein Mischmodell aus den entsprechenden Werten für Fett und für Muskel (siehe Tabelle 14), mit den $Q_F^* = 9955$ Fettpixeln zu $Q_M^* = 11688$ Muskelpixeln gewichtet, erstellt. Das Fett-Verhältnis beträgt damit $Q_F^*/Q^* = z^* = 0,46 = 46\%$. Jeder Koeffizient der Konvexkombination wurde als das Verhältnis des betreffenden Volumens im Gesamtvolumen der Komponenten F und M bestimmt wurden:

$$X := \frac{V_F(\Omega)^*}{V_F(\Omega)^* + V_M(\Omega)^*} \cdot X_F + \frac{V_M(\Omega)^*}{V_F(\Omega)^* + V_M(\Omega)^*} \cdot X_M$$

Tabelle 14 - Fett und Muskelgewebecharakteristika für Modellbildung. mit homogenem Materialien F und M sowie eines Mischmodells, Bezugswerte aus Mall (2000)

	Fett F	Muskel M	Konvexkombination F, M (54% Muskel, 46% Fett)
ρ [kg/m ³]	920	1085	1009,1
c [J/(kg·K)]	2300	3800	3110
κ [W/(m·K)]	0,21	0,51	0,372

Tabelle 15 stellt die Gewebetypen des Abdomen im FE-Modell BiXA und BiXB und den jeweiligen geschätzten Anteil des gewebeeigenen Fett- und Muskelgewebes dar. Die Schätzung der Muskel- und Fettanteile für jeden Gewebetyp erfolgte dabei auf der Grundlage der in Mall (2000) angegebenen Differenzierung jedes Gewebetyps in Organe/Subgewebsarten (z.B. Magen-Darm-Trakt (MDT) = Magen (1/6), Darm (2/3), Fett (1/6)) mit den zugeordneten approximativen Volumenanteilen. Für jedes Organ / jeden Subtyp erfolgte dann je nach der Massendichte ρ des Organs / Subtyps eine binäre Zuordnung des jeweiligen Organs / Subtyps zu den Komponenten F oder M aufgrund eines Dichte-Schwellenwertes $\rho_{FM} = 0,95 \text{ g/cm}^3$ (z.B. für Magen: $\rho \geq 1048 \text{ kg/m}^3 > \rho_{FM}$, also: Magen

gehört zu M). Die Volumenanteile der Organe- / Subtypen mit der Klassifizierung als F in dem Gewebetyp wurden dann addiert und als Volumenanteil der Komponente F bzw. M in Tabelle 15 dargestellt (z.B. Magen: Muskel: $1/6 = 16,7\%$ des Gesamtvolumens des MDT). Die Haut hat eine dem Muskel ähnliche Dichte und musste unter Berücksichtigung der bestehenden Dreiteilung der Gewebetypisierungen im Algorithmus CFES dem Muskelgewebe zugeordnet werden.

Tabelle 15 - Gewebearten des FEM Abdomens und deren prozentuale Muskel- und Fettgewebsanteile für die volumenorientierte FE-Modell-Individualisierung (berechnet nach Mall (2000) S. 57)

Gewebetypen in FE-Modellen BiXA, BiXB * gegenüber Modell Mall (2000) neu definierte Gewebetypen	Fettanteil	Muskelanteil
Haut	0,0	100,0
Fett (SAT-ventral)	100,0	0,0
Fett (SAT-dorsal) / Rückenfett*	100,0	0,0
Bandscheiben*	0,0	100,0
Bauchwandmuskel*	0,0	100,0
Bauchmuskel*	0,0	100,0
Muskel	0,0	100,0
Mediastinum	33,3	66,7
Oberbauchorgane/ Bauch	0,0	100
MDT	83,3	16,7
Nierenlager	33,3	66,7
Becken	50,0	66,7
Knochen	0,0	0,0
Lunge	0,0	0,0

4.4.2 FE-Individualisierungsstrategien

Die individualisierten FE-Modelle B1XA, B1XB und B2XA, B2XB wurden erstellt, indem die lediglich auf die Körperlänge KL und das Körpergewicht m skalierten Standard-FE-Modelle B10 und B20 durch geometrische Änderungen und Materialeigenschaftszuweisungen entsprechend anthropometrischer Messergebnisse bzw. CT-basiert gewonnener Schichtdickenwerte (siehe unten: Fall (A)) - und alternativ entsprechend der CFES-Schätzungen der Volumina V_F , V_M , V_K , V_{SF} , V_{VF} (siehe unten: Fall (B)) angepasst wurden. Die Transformationen (A) und (B) werden im Folgenden als Individualisierungen des FEM bezeichnet.

(A) Schichtdickenorientierte Individualisierung

Implementierung der CT-A-Schichtdickenmesswerte der subkutanen Fettschichtdicken (SAT dorsal/ ventral) sowie der Bauch- und Rückenmuskulatur im Bereich des Torsos für die schichtdickenbasierte Individualisierung.

1. Transformation der FE-Basismodelle B10, B20 zu den schichtdickenorientiert individualisierten FEMs B10XA, B20XA durch Anpassung der Schichtdicken: Bauchmuskelschicht, Rückenmuskelschicht, dorsale subkutane Fettschicht im FE-Modell an die Schichtdicken CT-ST-V-F, CT-A-V-F, CT-SP-V-F, CT-ST-D-F, CT-A-D-F, CT-SP-D-F, CT-ST-V-M, CT-A-V-M, CT-SP-V-M, CT-ST-D-M, CT-A-D-M, CT-SP-D-M (siehe Tabelle 16). Die Kompartimentmassen bzw. -volumen FE-VAT, FE-SAT, FE-M von B10 und B20 sowie die CFES-Ergebnisse CT-VAT, CT-SAT und CT-M sind in Tabelle 20 dargestellt.

Bei der FE-Konstruktion von Bi0XA wurden vier Leitlinien befolgt:

- a) Geometrie des FEM muss oberflächlich erhalten bleiben (keine dorsal-ventrale oder medio-laterale Höhen bzw. Breitenänderung).
- b) Bei Elementhöhenverschiebung innerhalb des FEM wurde bei erforderlicher Erhöhung der Muskelelementschichtdicke zu Lasten (mittels Verringerung) des SAT vorgegangen.
- c) Die Neudefinition der Bauch- und lateralen Rumpfwand-Muskulatur erfolgte durch Änderung der Materialeigenschaften einer Elementreihe der, in Bi0 entsprechend doppelschichtigen angelegten subkutanen, ventralen und lateralen Fettschichtelementreihen.
- d) Sofern geometrisch-anatomisch möglich, sollte der Bereich der Baueingeweide und Organpakete aus Bi0 in BiXA möglichst konstant gehalten werden.

2.. Kontrolle der FE-SAT, FE-M Fett- und Muskelmassenverteilung in B1XA, B2XA gegen CT-SAT, CT-M. Beschränkende Nebenbedingung für die Teiltransformation in 1. war ungefähre Volumengleichheit: FE-SAT: BiXA \approx CT-SAT; FE-M: BiXA \approx CT-M.

3. Transformation des schichtdickenindividualisierten FEMs B1XA zu einem zusätzlich möglichst oberflächentreuen FE-Modell B1XAI. Durch Verformung der Torso-Oberfläche von B1XA wurden die Torsohöhen an vier Messstellen FE-SD1 (Thorax), FE-SD2 (Taille), FE-SD3 (Becken), FE-SD4 (proximaler Oberschenkel) an die Werte CT-SD1, CT-SD2, CT-SD3, CT-SD4 angepasst. Bei der FE-Konstruktion von B1XAI wurden zwei Leitlinien befolgt:

- a) Die FE-Modell-Oberfläche wurde insbesondere im Abdomen- und Beckenbereich durch Höhenverschiebung der vier Subkompartimente (Thorax, Taille, Becken-Gesäßbereich, proximaler Oberschenkel) erzielt. Die Geometrieangepassung erfolgte durch Streckung bzw. Stauchung der Organpakete sowie des ventralen und lateralen SAT parallel zu den Messstrecken der Schichtdicken.
- b) Die Verschiebung der Kompartimente im FE-Modell erfolgte insgesamt volumenneutral, so dass zwar das Torsovolumen, nicht aber das Gesamtkörpervolumen geändert wurde: Änderungen des Torsovolumens wurden durch Volumenänderungen im Beinbereich kompensiert.

(B) Volumenorientierte Individualisierung

Der volumenorientierte Individualisierungsansatz bei den FE-Modellen Bi0 hatte das Ziel die Volumen FE-SAT, FE-VAT, FE-M an die CFES-geschätzten Volumen CT-SAT, CT-VAT, CT-M anzunähern.

Bei der volumenbasierten Anpassung ergab sich notwendigerweise im Kontrast zu Ansatz A eine Änderung des Gesamttorsovolumens. Da Bi0 bereits durch die erfolgte Anpassung der Körpermasse ungefähr das passende Gesamtvolumen besitzt, wird bei der volumenbasierten Individualisierung versucht, das Gesamtvolumen von Bi0 beim Übergang zu BiXB zu erhalten. Bei der FE-Konstruktion von BiXB wurden zwei Leitlinien befolgt:

- a) Die Differenz zwischen dem Torsovolumen von Bi0 und dem entsprechenden Schätzwert des CFES-Algorithmus wurde näherungsweise ausgeglichen, in dem Volumen vom Torsobereich in den Po-Beinbereich übertragen wurde. Dabei wurde versucht, die Massen der Materialien Fett und Muskel konstant zu halten: FE-SAT: $\text{BiXB} \approx \text{CT-SAT}$; FE-VAT: $\text{BiXB} \approx \text{CT-VAT}$; FE-M: $\text{BiXB} \approx \text{CT-MUS}$. Der Transfer von Volumen von den Organpaketen des Bauchraums in die Po-Beinregion erfolgte durch Auftrennung von Fett und Muskelvolumen der Organpakete, entsprechenden der Angaben in Mall (2000).
- b) Im Fall, dass zur Erhöhung des Muskelvolumens im Torsobereich kein ‚externes‘ Volumen (z.B. im Beinbereich) zur Verfügung stand, existierten zwei Optionen: Erstens konnten in einem entsprechenden Volumen des Torsos die Materialeigenschaften von SAT in Muskel geändert werden. Zweitens bestand die Möglichkeit, bestehendes Knochengewebe in

anatomisch sinnvollem Zusammenhang zu Muskel umzudefinieren. Beispielhaft hierfür ist das ‚Einfügen‘ von Bandscheiben in die bis dahin durchgehende Wirbelsäule und der Umsetzung der lateralen Knochengewebelemente der 11. und 12. Rippe in Muskel-/Bindegewebe.

Für eine anatomisch plausible und möglichst genaue Übertragung von Gewebeausprägungen (Schichtdicken/ Umfänge) aus dem CT in das FE-Modell, mussten Referenzpunkte definiert werden. Diese mussten sowohl in den CT-Schnittbildern des Abdomens als auch als Knoten im FE-Modell gut lokalisiert werden können. Speziell für die Erstellung der Modelle B1XA und B2XA für LFD 6 und LFD 33 wurden mit der -Standardsoftware ImageJ Measurement Tool weitere Messungen der Fett- und Muskelschichtdicken im CT-Schnittbild vorgenommen. Die zusätzlichen Schichtdickenmessungen im CT wurden durchgeführt, um die Fettschicht-Dicken an den Messpunkten von CT-A bzw. CT-SD (siehe: Tabelle 5) zu ermitteln.

Der Torso des FE-Modells hat in allen Modelltypen eine kranio-kaudale Ausdehnung (z-Achse), von insgesamt 21 Elementreihen. Jeder Knoten einer Elementreihe stellt potentiell einen adäquaten Referenzmesspunkt im CT Abdomen dar. Eine vergleichbare Lokalisation am CT-Schnittbild erschien allerdings nicht realisierbar. Folglich wurden im oberen (sternumnahen), im mittleren (Höhe des Bauchnabels) und unteren (nahe dem Symphysenschluss) Abdomenabschnitt gelegene Schichtbilder ω aus dem CT-Scan Ω_i selektiert und mittels des ImageJ Measurement-Tools vermessen.

Tabelle 16 - Mittelwerte lokaler Muskel- und subkutaner Fettschichtdicken in den CT-Scans Ω_1 = LFD 6 und Ω_2 = LFD33 gemessen mit ImageJ

Messpunktlokalisation	Ω = LFD 6 Messwert Dicke subkutanen Fett [cm]	Ω = LFD 33 Messwert Dicke subkutanen Fett [cm]
Ventral		
Sternum CT-ST-V-F	1,55	1,35
Abdomen CT-A-V-F	2,10	3,26
Symphysis pubis CT-SP-V-F	1,45	2,10
Mittelwert	1,78	2,24
Dorsal		
Sternum CT-ST-D-F	0,85	1,12
Abdomen CT-A-D-F	1,9	1,30
Symph.pubis CT-SP-D-F	1,5	1,42
Mittelwert	1,42	1,28

Messpunktlokalisation	$\Omega = \text{LFD 6}$ Messwert Dicke Muskel [cm]	$\Omega = \text{LFD 33}$ Messwert Dicke Muskel [cm]
Ventral		
Sternum CT-ST-V-M	1,5	1,76
Abdomen CT-A-V-M	1,08	1,36
Symph.pubis CT-SP-V-M	1,35	1,90
Mittelwert	1,31	1,67
Dorsal		
Sternum CT-ST-D-M	2,45	3,0
Abdomen CT-A-D-M	2,5	4,14
Symph.pubis CT-SP-D-M	3,35	3,10
Mittelwert	2,77	3,41

Die Ergebnisse der Messungen (Dreifachmessung je Messstelle mit Mittelwertbildung) für die lokale Muskel- und Fettschichtdicken in den CT-Scans $\Omega_1 = \text{LFD 6}$ und $\Omega_2 = \text{LFD 33}$ der Fallbeispiele B1 und B2 finden sich in Tabelle 16. Das Vorgehen mittels ImageJ Messwerkzeug ist in Tabelle 53 (Anhang) bzw. am Beispiel des FE-Modells in Abbildung 57 bildlich dargestellt. Für die Modellierungsarbeit an den FE-Modellen BiXA und BiXB, wurden zunächst die in (Tabelle 16) angegebenen Schichtdicken in den CT-Scans Ω_i mit dem Tool ImageJ bzw. die Volumen der jeweiligen Schichten bestimmt (siehe Anhang: Tabelle 47 für $\Omega_1 = \text{LFD 6}$ und Tabelle 48 für $\Omega_2 = \text{LFD 33}$). Die für die den Abdominalbereich entsprechenden FE-Modellregionen der Modelle B10 und B20 berechneten Volumen $V_{X,i}$ mit $i = 1$ für $\Omega_1 = \text{LFD 6}$ und mit $i = 2$ für $\Omega_2 = \text{LFD 33}$ werden in Tabelle 47 und Tabelle 48 differenziert in den Subkategorien Fett $V_{XF,i}$, Muskel $V_{XM,i}$ und in der Summe als Gesamtvolumen V_i bzw. Massen $m_{XF,i}$, $m_{XM,i}$, $m_{X,i}$, wiedergegeben. Diese Werte spielen für die Individualisierungen B1 und B2 die Rolle des Anfangszustandes der Modellentwicklung in Richtung höherer individueller Ähnlichkeit zu den CT-Scans $\Omega_1 = \text{LFD 6}$ und $\Omega_2 = \text{LFD 33}$.

Der CFES-Algorithmus schätzt die Volumen V_F , V_M und V_K der Komponenten Fett, Muskel und Knochen aus der geschätzten Anzahl der Pixel Q_F , Q_M , Q_K . In Tabelle 17 wurde diese Schätzung ausschließlich anhand der durch die CFES Quasi-Segmentierung gewonnenen Pixelzahlschätzer für die Anzahlen $Q_{F,i}^{**}$, $Q_{M,i}^{**}$, $Q_{K,i}^{**}$ durchgeführt. Zur Berechnung von Schätzern der Gewebemassen $m_{F,i}^{**}$, $m_{M,i}^{**}$, $m_{K,i}^{**}$ wurde einerseits auf die relativ heterogenen Werte für $\rho_{F,i}$, $\rho_{M,i}$, $\rho_{K,i}$ aus der Literatur zurückgegriffen (siehe: Tabelle 3 und Tabelle 10). Andererseits wurde auf Grundlage des gewebespezifischen Röntgenabschwächungsprofils (Grauwert in HU, siehe z.B. (Fullerton, 1980)) und dem HU-

Fettmaximum aus den Beispielfällen $\Omega_1 = \text{LFD 6}$ und $\Omega_2 = \text{LFD 33}$ eine Dichte für Körperfett von $\rho_F = 0,95 \text{ g/cm}^3$ für die weitere volumenorientierte (und damit volumen- bzw. dichteabhängige) FE-Modell-Gewebeindividualisierung $\text{Bi0} \Rightarrow \text{BiX}$ herangezogen (für Fettdichtebestimmung siehe: (Schenkl et al., 2017)).

Tabelle 17 - Schätzungen der Volumen $V_{F,i}$, $V_{M,i}$, $V_{K,i}$ und Massen $m_{F,i}$, $m_{M,i}$, $m_{K,i}$ der Gewebetypen F, M, K aus dem Abdomenbereich des CT-Torso (oben: $\Omega_1 = \text{LFD 6}$; unten: $\Omega_2 = \text{LFD 33}$) ausschließlich aus dem Ergebnis der Quantifizierung durch CFES (Quellenübersicht in Hubig et al. (2018b)).

Gewebetyp in $\Omega_1 = \text{LFD 6}$ Voxelvolumen: $\Delta V = \Delta x \cdot \Delta y \cdot \Delta z$ mit: $\Delta x = 0,96 \text{ mm}$, $\Delta y = 0,96 \text{ mm}$, $\Delta z = 0,625 \text{ mm}$	Pixelzahl $Q_{\Xi,i}^*$	Volumen $V_{\Xi,i}^* [\text{cm}^3]$	Masse $m_{\Xi,i}^* [\text{g}]$
Fett F ($\rho = 0,95 \text{ g/cm}^3$)	21633585	12536,11	11533,22
Muskel M ($\rho = 1,04 \text{ g/cm}^3$)	19894357	11528,27	12508,17
Knochen K ($\rho = 1,357 \text{ g/cm}^3$)	531104	307,76	417,63
Gesamt	42059046	24372,14	24459,03
Gewebetyp in $\Omega_2 = \text{LFD 33}$ Voxelvolumen: $\Delta V = \Delta x \cdot \Delta y \cdot \Delta z$ mit: $\Delta x = 0,98 \text{ mm}$, $\Delta y = 0,98 \text{ mm}$, $\Delta z = 0,625 \text{ mm}$	Pixelzahl $Q_{\Xi,i}^*$	Volumen $V_{\Xi,i}^* [\text{cm}^3]$	Masse $m_{\Xi,i}^* [\text{g}]$
Fett F ($\rho = 0,95 \text{ g/cm}^3$)	17912462	10479,43	9955,46
Muskel M ($\rho = 1,04 \text{ g/cm}^3$)	16859995	11227,32	11687,64
Knochen K ($\rho = 1,357 \text{ g/cm}^3$)	348544	232,10	314,96
Gesamt	35121001	21938,85	21958,06

Die beiden Standard-FE-Modelle B10 und B20 wurden in jeweils einer Modelllinie aufgrund schichtdickenorientierter Kriterien - und in jeweils einer anderen Modelllinie volumenorientierter Kriterien folgend weiterentwickelt:

(LS) Schichtdickenorientiert (A): $\Omega = \text{LFD 6} \Rightarrow \text{B10} \Rightarrow \text{B1XA} \Rightarrow \text{B1XAI}$

$\Omega = \text{LFD 33} \Rightarrow \text{B20} \Rightarrow \text{B2XA}$

(LV) Volumenorientiert (B): $\Omega = \text{LFD 6} \Rightarrow \text{B10} \Rightarrow \text{B1XB}$

$\Omega = \text{LFD 33} \Rightarrow \text{B20} \Rightarrow \text{B2XB}$

Die schichtdickenorientierte Individualisierung bestand in der Veränderung der Schichtdicken von Materialien des jeweils ursprünglichen FE-Modells Bi0 . Die volumenorientierte Individualisierung erfolgte über die Anpassung der Gewebevolumen. Abbildung 26 skizziert den Ablauf der schichtdickenorientierten und der volumenorientierten Modellentwicklungsschritte. Wie dort dargestellt, wurden für $\Omega_1 = \text{LFD 6}$ zwei verschiedene

FE-Modelle B1XA und B1XAI im schichtdickenorientierten Individualisierungsansatz erstellt: Für BiXA wurden die subkutane Rückenfettschichtdicke, die ventrale SAT-Dicke, die Bauchmuskelschichtdicke und die Rückenmuskelschichtdicke im FE-Modell an die im CT-Scan gemessenen Schichtdicken angepasst.

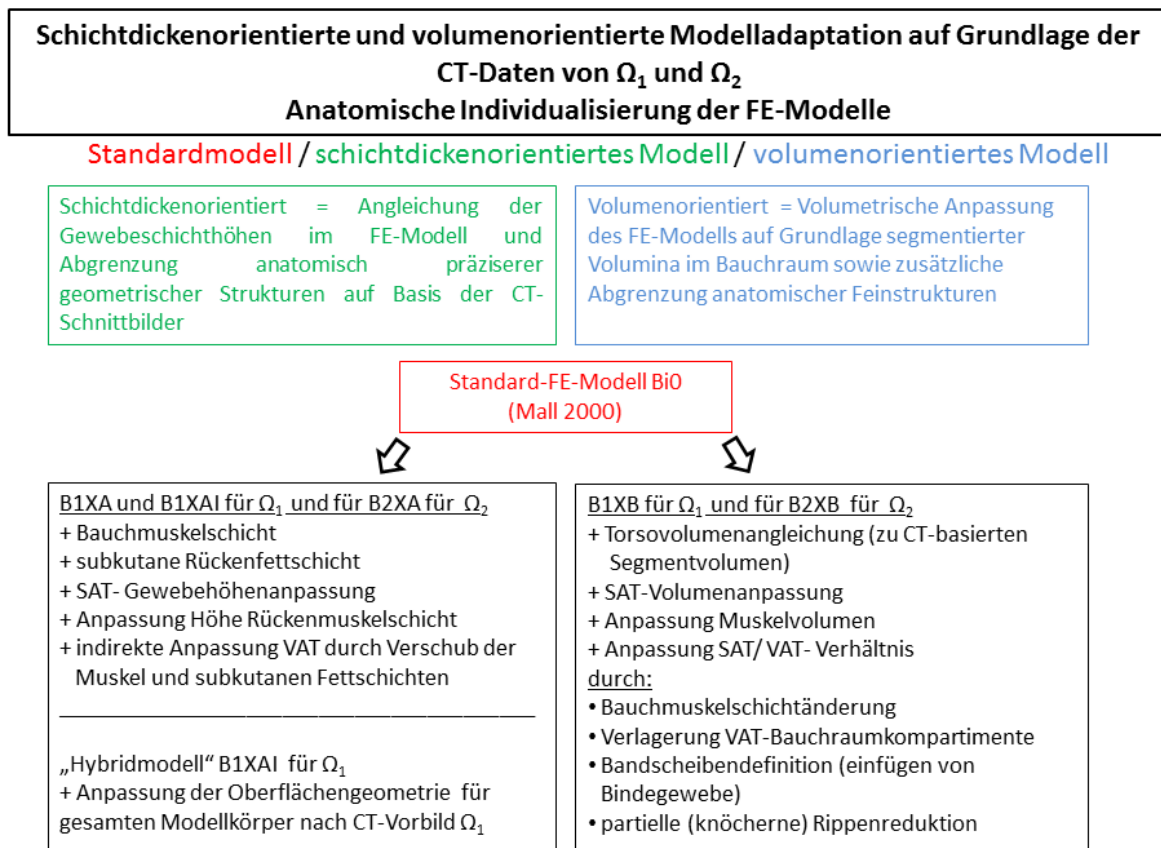


Abbildung 26 - Übersicht der Bearbeitungsschritte für den schichtdickenorientierten (A) - und den volumenorientierten (B) FE-Modell-Individualisierungsansatz

Die indirekte Anpassung der VAT-Volumenanteile in Bauchorgangewebe (Mischgewebe) erfolgte durch Variation der Schichtdickenhöhe der die Bauchorgane repräsentierenden Elemente. Tabelle 15 listet alle Gewebetypen in den Komponenten F und M, sowie als Subklassifizierung für F noch die SAT Gewebe extra auf. Aus B1XA wurde ein weiteres Modell B1XAI generiert, indem die äußere Form des FE-Modells B1XA durch weitere Schichtdickenänderungen an die durch den CT-Scan festgestellte Geometrie (Konstitution) angenähert wurde. Die Geometrieangepassung fokussierte sich auf den Abdomen- und Gesäß-Bereich. An vier Messpunkten (Maximale Abdomenhöhe, Höhe unteres Abdomen,

Beckenhöhe und Oberschenkelhöhe) zur Erfassung der Gesamthöhe des Torsos wurde im CT gemessen (siehe Abbildung 27). Das Modell B1XA1 wurde in mehreren Teilschritten an die im CT-Scan $\Omega_1 = \text{LFD 6}$ gemessenen Gesamthöhen angepasst.

4.4.3 Schichtdickenorientierter Individualisierungsansatz (A)

Die im Folgenden beschriebenen Modifikationen des Standard-FEM Bi0 bei der schichtdickenorientierten Individualisierung Bi0 => BiXA dienen dazu, näherungsweise die Gewebeschichtdicken zu implementieren, die sich als Messergebnisse in den CT-Bildern von $\Omega_1 = \text{LFD 6}$ bzw. $\Omega_2 = \text{LFD 33}$ sowie in den anthropometrischen Untersuchungen fanden.

Bei dem schichtdickenorientierten Individualisierungsansatz wurde das Gesamtvolumen im Torso auf Basis des Modells Bi0 beibehalten. Die Höhen der Fett-, Muskel- und Knochenschichten konnten unter Verwendung der anthropometrisch gemessenen und in CT-Bildern per ImageJ gemessenen Dicken angepasst werden.

Die schichtdickenorientierte Individualisierung im Torso für das Modell B1XA von $\Omega_1 = \text{LFD 6}$ und das Modell B2XA von $\Omega_2 = \text{LFD 33}$ wurden durch Höhenverschiebung der Knoten der Elementdeckflächen für ganze Elementreihen im kranialen, abdominalen und kaudalen Bereich vorgenommen. Tabelle 16 zeigt die dafür genutzten Zielwerte. Wie in Abbildung 30 ersichtlich, wurde bei B1XA von $\Omega_1 = \text{LFD 6}$ darüber hinaus die seitliche Rumpfwandmuskeldicke auf 1,9 cm Muskel und 0,7 cm Fett angepasst. Als Zielwerte hierfür dienten entsprechende Messwerte in der Abbildung des Abdomens im CT-Scan $\Omega_1 = \text{LFD 6}$. Abbildung 28 verdeutlicht die internen Kompartimente in ihrer Zusammensetzung gemäß den gemessenen Höhen in den CT-Schnittbildern für B1XA von $\Omega_1 = \text{LFD 6}$ ohne Oberflächenanpassung.

Für $\Omega_1 = \text{LFD 6}$ wurde ein weiteres, an die globale Geometrie angepasstes Modell B1XAI entwickelt. Abbildung 27 zeigt einen Sagittalschnitt (CT-Scout) von LFD 33 im CT, welche die Grundlage für die weiter spezifizierte Modellgeometrie von BiXAI war. Die erkennbaren Pfeile markieren die Punkte an denen, vergleichbar zu Abbildung 27 senkrechte, anatomische Referenzhöhen in den Einzelslices der CT-Aufnahmen gemessen wurden. Diese Referenzpunkte wurden auch im Standard-FE-Modell Bi0 und im schichtdicken-individualisierten FE-Modell BiXA erster Stufe (siehe Abbildung 28) lokalisiert.

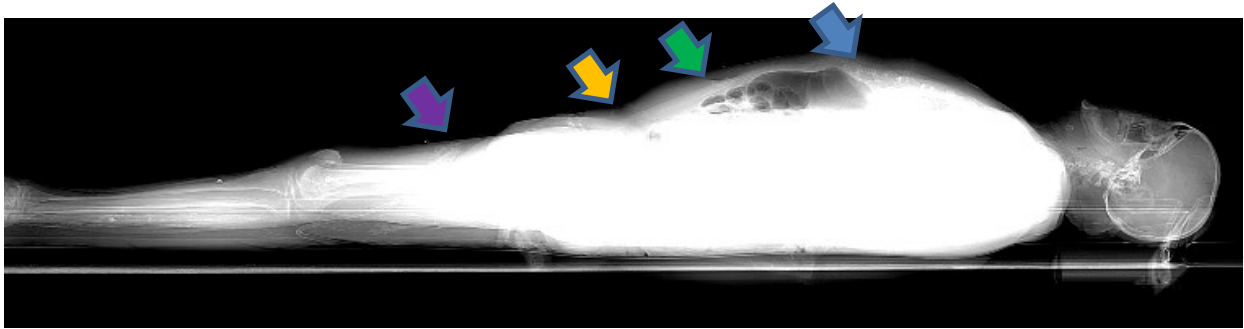


Abbildung 27 - Gesamtansicht von $\Omega_1 = \text{LFD 6}$ im sogenannten CT-Scout (Pfeile markieren Referenzhöhenmesspunkte)

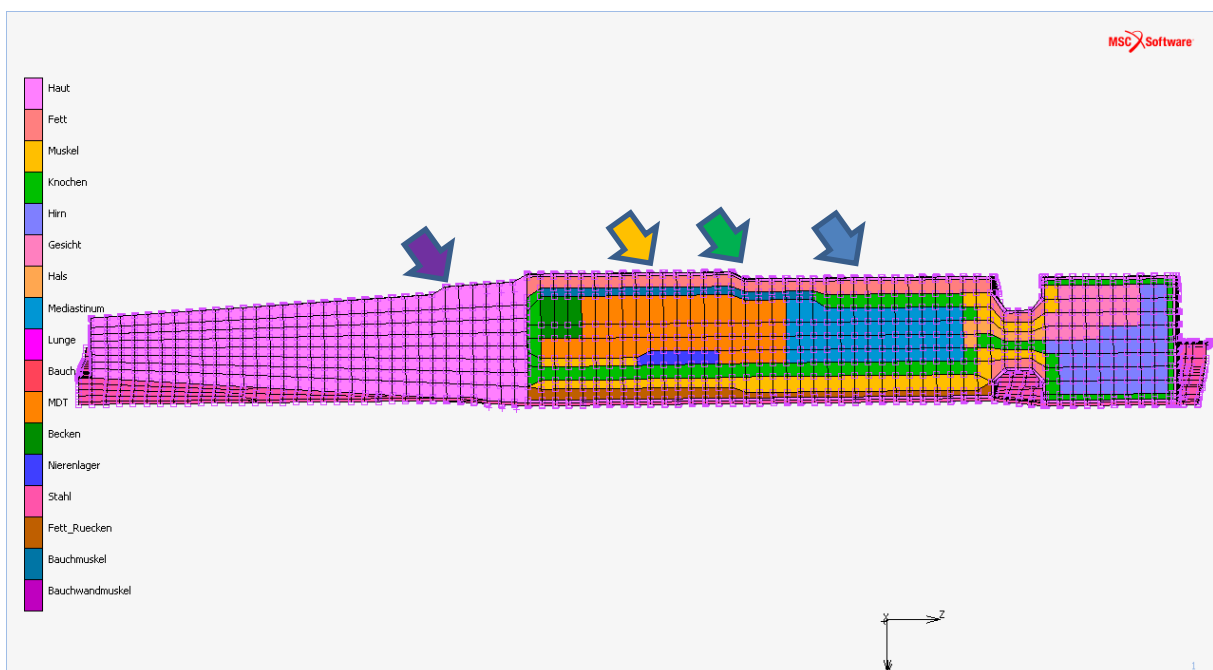


Abbildung 28 - Schichtdickenorientiert individualisiertes FE-Modell B1XA von $\Omega_1 = \text{LFD 6}$ ohne Oberflächenanpassung nach CT-Vorbild aber mit torsospezifischer interner Gewebeschichtdickenänderung (Pfeile markieren zu Referenzpunkten angepasste Schichtdicke)

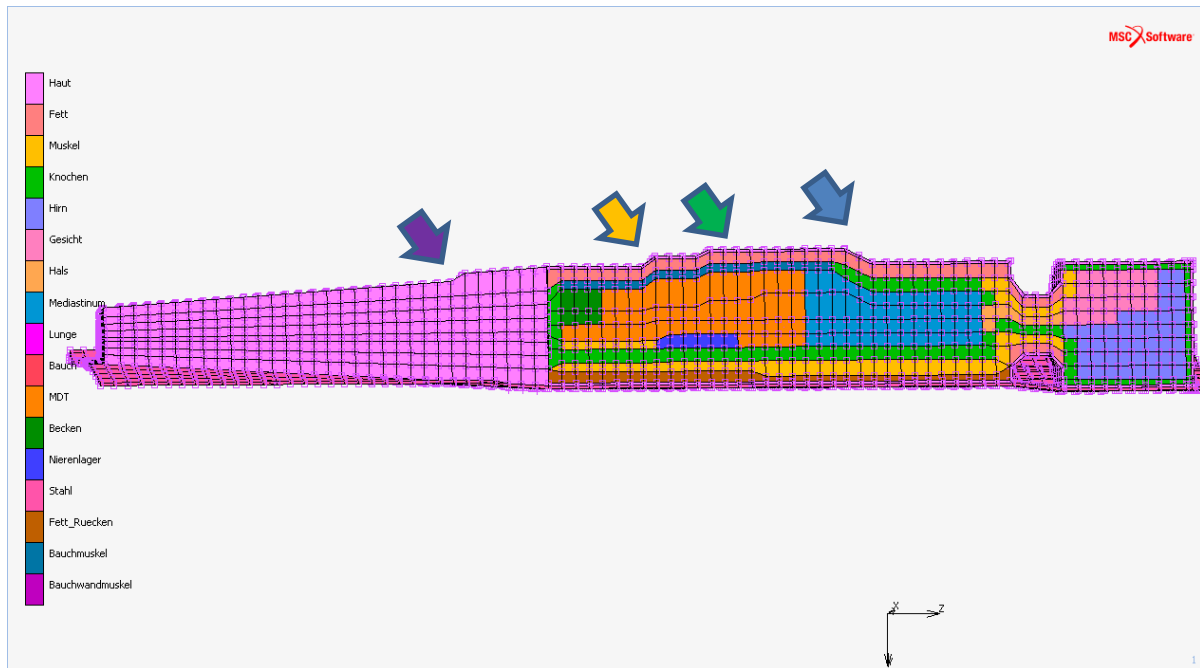


Abbildung 29 - Schichtdickenorientierte Individualisierung: FE-Modell B1XAI von $\Omega_1 = \text{LFD 6}$ mit geometrischer Oberflächenanpassung nach CT-Vorbild und torsospezifischer Gewebeschichtdickenänderung (Pfeile markieren zu Referenzpunkten angepasste Schichtdicke)

Das schichtdickenorientiert individualisierte FE-Modell B1XAI von $\Omega_1 = \text{LFD 6}$ bildet die im CT-erkennbaren Oberflächen nach und stellt eine grundlegende Änderung gegenüber der Modellform von B10 dar (siehe Abbildung 29). Eine derart starke Höhendifferenz, wie in Tabelle 18 aufgezeigt, war unter Beibehaltung der FE-Netztopologie nicht realisierbar. Dementsprechend wurde, wie mit den farbigen Pfeilen in Abbildung 29 verdeutlicht, lediglich eine Annäherung der in Tabelle 18 dargelegten CT-Schichtdicken in den Schichtdicken im FE-Modell erreicht. Die größte Abweichung zeigt sich in etwa in Höhe des Sternums im Sinne der maximalen Abdomenhöhe. Eine Anpassung der seitlichen Ausdehnung (Modellbreite) wurde durch den grundlegenden Modellaufbau sowie den Kontakt mit der Stahltrage erschwert und daher nur im minimalen Umfang (beispielweise beim Einfügen der Rumpfwandmuskulatur) durchgeführt.

Tabelle 18 - Höhenmesswerte von Ω_1 = LFD 6 an Referenzpunkten aus Abbildung 27 (Messung im CT-Bild mittels ImageJ, sowie Messungen an FE-Modellen B1XA und B1XAI). Die Schriftfarben in der Tabelle stellen den Bezug zu den die Torsohöhen markierenden Pfeilen in Abbildung 27 und Abbildung 29 her. Die Oberschenkelhöhe wurde 5 Elemente unterhalb des Beckenüberganges gemessen.

Ω_1 = LFD 6 Gesamthöhen (Farbe = Pfeilfarbe in Abbildung 28)	CT-Messungen (Mittelwert aus dreifach-Messung mit ImageJ)	Schichtdickenorient iertes FE-Modell B1XA	Schichtdickenorien tiertes FE-Modell B1XAI
Maximale Abdomenhöhe [cm]	28,00	18,58	21,10
Höhe unteres Abdomen [cm]	25,24	19,67	19,67
Beckenhöhe [cm]	20,45	19,67	18,55
Oberschenkelhöhe [cm]	15,10	14,73	14,18

Die Anpassung des Modells B1XAI von Ω_1 = LFD 6 erfolgte durch eine Höhen- und Volumenzunahme im Bereich des oberen Torsoabschnittes mit Anteilen der Lunge und des MDT. Der mittlere abdominale Bereich wurde gegenüber der Modellhöhe von B1XA nicht verändert. Entsprechend dem CT-Bild Ω_1 wurde der Beckenbereich abgesenkt und dadurch eine weitere Verschiebung des VAT/SAT Verhältnisses vermieden. Die leichte Volumenabnahme des SAT-Gewebes resultiert im Torsobereich aus der Höhenverschiebung der seitlichen SAT-Bereiche, nicht aus der Höhenverschiebung der ventralen Modellanteile. Dies ist durch den geringfügigen Höhenverlust der senkrechten lateralen SAT Schicht der Rumpfwand zu erklären. Der unterste bereits für das Modell B1AX abgesenkte Abschnitt im Bereich des Oberschenkels wurde im Modell B1AXI weiter abgesenkt. Eine minimale Anhebung einiger Elementreihen des unteren Beinbereiches gewährleistete die Übereinstimmung des Gesamtvolumens des FE-Modells B1AXI mit dem Messwert von Ω_1 = LFD 6.

Im Vergleich zu den jeweiligen Standard-FE-Modellen Bi0 bzw. zu den durch CFES geschätzten Massen m^* und Volumen V^* stellt Tabelle 19 die Ergebnisse der qualitativen Modellanpassungen für LFD 6 und 33 dar.

Tabelle 19 - Ergebnisse für Massen, Volumen und SAT/VAT-Quotient der schichtdickenorientierten FE-Modelle gegenüber den CFES-Schätzungen und dem Standard-FE-Modell

Hauptgewebe- komponenten	CFES- Schätzung $\Omega_1 = \text{LFD } 6$	Standard- FE-Mod. B10 Ω_1	FE- Mod. B1XA Ω_1	FE- Mod. B1XAI Ω_1	CFES- Schätzung $\Omega_2 = \text{LFD } 33$	Standard- FE-Mod. B20 Ω_2	FE- Mod. B2XA Ω_2
Masse Fett ges. $m_{F,i} [\text{kg}]$	11,50	13,82	11,37	11,19	9,96	10,58	10,57
Masse SAT $m_{SF,i} [\text{kg}]$	6,40	9,47	6,110	5,90	5,17	7,32	6,62
Masse VAT $m_{VF,i} [\text{kg}]$	5,10	4,36	5,261	5,29	4,79	3,26	3,95
Vol. Fett ges. $V_{F,i} [\text{m}^3]$	0,013	0,015	0,012	0,012	0,010	0,011	0,011
Masse Muskel ges. $m_{M,i} [\text{kg}]$	13,51	9,14	12,68	13,04	11,69	7,00	5,89
Vol. Muskel ges. $V_{M,i} [\text{m}^3]$	0,012	0,009	0,012	0,012	0,011	0,0065	0,0049
SAT/VAT Quot. $m_{SF,i}/m_{VF,i}$	1,25	2,17	1,16	1,12	1,08	2,25	1,68

4.4.4 Der volumenorientierte Individualisierungsansatz (B)

Im volumenorientierten Individualisierungsschritt wurden quasi-segmentierte Abdomen bzw. Torsovolumen der herangezogenen Fallbeispiele B1 mit $\Omega_1 = \text{LFD } 6$ und B2 mit $\Omega_2 = \text{LFD } 33$ verwendet. Die Individualisierungsstrategie (B) wurde in 4.4.2 beschrieben sowie in Abbildung 26 dargestellt.

In den auf die Körperlänge KL und das Körpergewicht m skalierten Standard-FE-Modellen B10 und B20 wurden die einzelnen Volumen und Massen der spezifizierten Gewebetypen bestimmt (Daten in Tabelle 47 und Tabelle 48 im Anhang). In Tabelle 47 (für $\Omega_1 = \text{LFD } 6$) und Tabelle 48 (für $\Omega_2 = \text{LFD } 33$) wird eine Differenzierung der Bestandteile der Standard-FE-Modelle Bi0 lediglich in die drei Hauptgewebetypen Fett, Muskel und Knochen vorgenommen, da die Quasi-Segmentierung des CFES nur die Grobunterscheidung in diese drei Hauptgewebetypen liefert. Die Grundlage dieser Aufteilung wird in Tabelle 15 dargelegt und stammt aus Mall ((Mall, 2000), S.57). Neben den Gesamt- bzw. Teilvolumen der einzelnen Bestandteile der Standard-FE-Modelle Bi0 blieb dadurch auch der SAT/VAT-Quotient unter der Transformation der CT-basierten Messergebnisse der Leiche in das FEM BiXB zumindest näherungsweise konstant.

Tabelle 20 zeigt jeweils die Zielvorgaben aus der CFES-Quantifizierung und Quasi-Segmentierung und die Anfangswerte der Individualisierung für die SAT-Masse $m_{SF,i}$, die VAT-Masse $m_{VF,i}$ sowie jeweils die Masse und das Volumen an Körperfett $m_{F,i}$ und $V_{F,i}$, an Muskel/Bindegewebe $m_{M,i}$ und $V_{M,i}$, an Knochen $m_{K,i}$ und $V_{K,i}$ und Gesamtwerte m_i und V_i für beide Beispielfälle B1 mit CT-Scan- Ω_1 und Datenbankmessung A_1 und B2 mit Ω_2 und A_2 .

Tabelle 20 - Übersicht Volumen und Massen $m_{SF,i}$, $m_{VF,i}$, $m_{F,i}$, $m_{M,i}$, $m_{K,i}$, m_i und Volumen $V_{F,i}$, $V_{M,i}$, $V_{K,i}$, V_i von $\Omega_1 = \text{LFD 6}$ und $\Omega_1 = \text{LFD 33}$ aus CFES-Quasi-Segmentierungsschätzung und aus dem skalierten Standard-FEM Bi0

	CFES-Quasi-Segmentierung $\Omega_1 = \text{LFD 6}$	Standard-FE-Modell B10 $\Omega_1 = \text{LFD 6}$	CFES-Quasi-Segmentierung $\Omega_2 = \text{LFD 33}$	Standard-FE-Modell B20 $\Omega_2 = \text{LFD 33}$
Masse Gesamt-Fett $m_{F,i}$ [kg]	11,50	13,82	9,96	10,58
SAT-Fettmasse $m_{FS,i}$ [kg]	6,40	9,47	5,17	7,32
VAT-Fettmasse $m_{FV,i}$ [kg]	5,10	4,36	4,79	3,26
Gesamt-Fettvolumen $V_{F,i}$ [m ³]	0,0121	0,015	0,0105	0,01
Gesamt-Muskelmasse $m_{M,i}$ [kg]	13,51	9,14	11,69	7,32
Gesamt-Muskelvolumen $V_{M,i}$ [m ³]	0,0129	0,009	0,0112	0,00665617
Gesamt-Knochenmasse $m_{K,i}$ [kg]	0,418	3,10	0,28	2,33
Gesamt-Knochenvolumen $V_{K,i}$ [m ³]	0,000307	0,0023	0,000209	0,0017
Gesamt-Masse m_i [kg] (alle Kompart. in Tabelle 47, Tabelle 48)	25,01	28,3	21,65	17,58
Gesamt-Volumen V_i [m ³] (alle Kompart. in Tabelle 47, Tabelle 48)	0,0243	0,0281	0,0219	0,0217

Die nachfolgend geschilderten volumenorientierte Modifikationen des Standard-FE-Modell Bi0 => BiXB haben zum Ziel, im Modell BiXB näherungsweise ein Massenverhältnis $m_{iF} : m_{iM} : m_{iK}$ zu erreichen, wie es im Resultat der CFES-Quasi-Segmentierung vorgegeben ist.

Für die volumenorientierte Individualisierung wurde unter der die Wirbelsäule darstellenden Elementreihe im dorsalen Modellbereich eine Rückenfettschicht eingezogen (Abbildung 30). Außerdem wurde durch Elementteilung eine Bauchmuskelschicht im Torsobereich definiert.

Die Wirbelsäule wurde in Wirbelkörper (definiert als Knochen) und Bandscheiben (definiert als Muskel/ Bindegewebe) differenziert, was zur grundlegenden Erhöhung des Muskelvolumenanteils $V_{M,i}$ und gleichzeitigen Senkung des Knochenvolumens $V_{K,i}$ führte. Diese Anpassung erzielte gleichzeitig eine Steigerung der anatomischen Abbildungsgenauigkeit im FE-Modell. Die vordersten ventralen Elemente der 11. und 12. Rippe wurden von knochen- in muskeläquivalentes Gewebe umdefiniert. Im Modell B1XB des LFD 6 wurde eine seitliche Rumpfwandschicht eingebracht, welche zusätzlich das Muskelvolumen gemäß dem anatomischen Vorbild der seitlichen Bauchwandmuskulatur erhöht (siehe Abbildung 30).

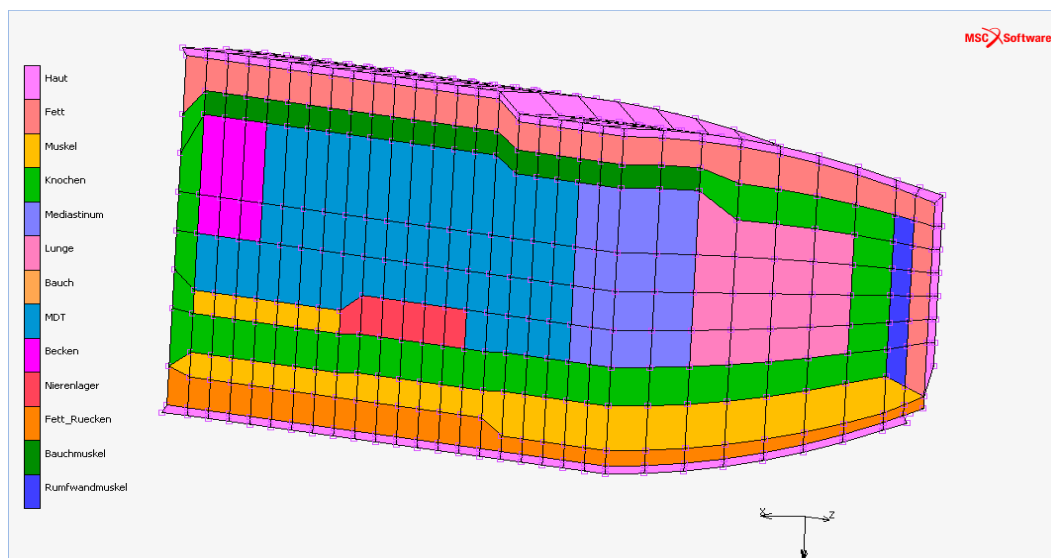


Abbildung 30 - Ausformung des Standard-FEM-Torsos von $\Omega_1 = \text{LFD 6}$ mit seitlicher Rumpfwandmuskulatur (dunkelbau) und Rückenfettschicht (dunkelorange)

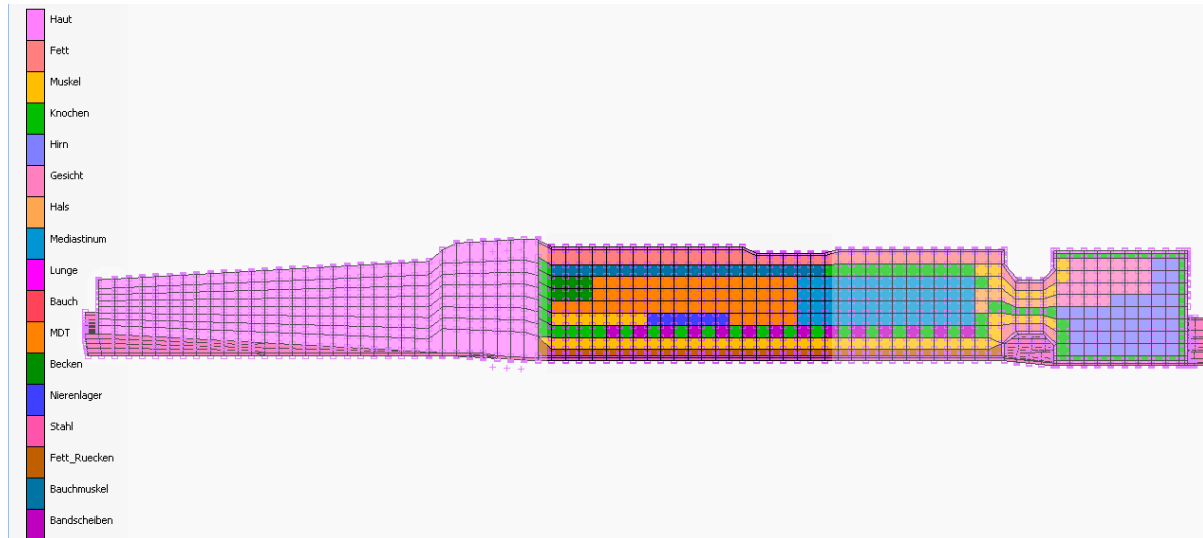


Abbildung 31 - Vollständig volumenorientiert individualisiertes Modell B2XB für $\Omega_2 = \text{LFD 33}$ (Rückenfett, Bauchmuskel, Bandscheiben, Änderung Rippen- zu Muskelementen im ventro-medialen Rippenbereich, der 11. und 12. Rippe)

Entsprechend der gegenüber dem Standard-FE-Modell Bi0 geänderten Zuordnung von Materialeigenschaften zu Elementen wurden die Einzelvolumen V_{Xi} aller Torsobestandteile und das Gesamttorsovolumen V_i vergleichbar zu den Angaben in Tabelle 47 und Tabelle 48 neu berechnet. Das Gesamttorsovolumen V_i des FE-Modells BiXB wurde auf den Zielwert V_i^* aus der CFES-Quantifizierung angepasst. Die daraus folgende Differenz des Gesamtvolumens ΔV_i des veränderten FE-Modells BiXB zum Gesamtvolumen V_i des FE-Modells B20 wurde durch entsprechende Volumenänderungen um den Betrag ΔV_i außerhalb des Torsobereiches am ‚Bein‘ des FE-Modells BiXB ausgeglichen. Bei den Anpassungen der Schichtdicken im Torso zur volumenorientierten Individualisierung des FE-Modells Bi0 wurde bei den Änderungen der Fett- und Muskelschichten versucht, die notwendig auftretenden Veränderung der SAT- und VAT-Fettvolumen $V_{SF,i}$ und $V_{VF,i}$ sowie der Muskelvolumen $V_{M,i}$ so zu begrenzen, dass das gesamte SAT/VAT – Verhältnis $V_{SF,i}:V_{VF,i}$ sowie das gesamte $V_{M,i}:V_{F,i}$ – Verhältnis möglichst konstant blieb. Typische lokale Änderungen des SAT/VAT-Verhältnisses entstanden durch die Volumenänderungen der von jeweils einer Komponente dominierten Gewebetypen. Viszeraalfett ist beispielsweise vor allem im Bereich des Gewebekompartimentes Magen-Darm-Trakt (MDT) im Standard-FE-Modell Bi0 lokalisiert. Bei Verschiebung der oberen Knotenreihe des MDT in Richtung SAT-Fett verringert sich das Volumen des SAT unter gleichzeitiger Zunahme des VAT, allerdings im Fall von MDT nur um den Faktor 0,83.

Alle FE-Modellindividualisierungen wurden unter der Beschränkung vorgenommen, die Form der äußeren Geometrie des FEM nicht wesentlich zu verändern. Durchgehende Elementreihen, welche sich jedoch aus verschiedenen Materialien zusammensetzen, mussten dementsprechend zusammen verschoben werden. Die Veränderung der Verhältnisse $V_{M,i}:V_{F,i}$ und $V_{M,i}:V_{K,i}$, welche durch das Einfügen der Bandscheiben aus Knorpel mit den Materialeigenschaften von Muskel an der Wirbelsäule eingetreten war, neutralisierte teilweise die Verschiebungen in den Verhältnissen $V_{M,i}:V_{F,i}$ und $V_{M,i}:V_{K,i}$, die durch die vorangegangenen volumenorientierten Schichtdickenänderungen herbeigeführt worden waren.

Die bei der volumenorientierten Individualisierung durch Verringerung der Fett- und Knochenbestandteile im Torso hervorgerufene Volumenreduktion bedingte einen Volumentransfer von etwa $\Delta V_2 = 775 \text{ cm}^3$ bei $\Omega_2 = \text{LFD 33}$ und sogar $\Delta V_1 \geq 3000 \text{ cm}^3$ bei $\Omega_1 = \text{LFD 6}$ in andere Körperregionen. Der Volumenausgleich bei $\Omega_1 = \text{LFD 6}$ erfolgte über die Vergrößerung der SAT-Fettschicht im gesamten Beinbereich. Weiterhin wurden durch Vergrößerung des Throaxbereiches (unter Berücksichtigung der geometrischen Verhältnisse in den CT-Bildern) und hier vornehmlich der Lunge) im Torso ‚eingesparte‘ Volumenanteile von ΔV_1 aufgenommen. Wie in Abbildung 32 gezeigt, wurde das im Bauchraum entfernte Fettvolumen der $\Omega_2 = \text{LFD 33}$ als dorsaler SAT-Anteil im Bereich der Gesäß-Oberschenkelregion, durch eine Erhöhung der Fettschicht auf einer Länge (z-Achse) von 7 Elementen, untergebracht. Das volumenorientiert individualisierte FEM B2XB von $\Omega_2 = \text{LFD 33}$ ist in Abbildung 31 dargestellt. Tabelle 46 zeigt ergänzend für $\Omega_2 = \text{LFD 33}$ die Abweichungen der Höhen- und Breitenwerte der drei FE-Modelle (Standard-FE-Modell B20, schichtdickenorientiert individualisiert B2XA und volumenorientiert individualisiert B2XB) gegenüber den direkten Messwerten aus dem CT-Scan Ω_2 .

Trotz der Veränderung der relativen Materialzusammensetzung bei der volumenorientierten Individualisierung zeigte sich für $\Omega_2 = \text{LFD 33}$ bei dem FE-Modell B2XB eine Näherung an die Gesamtmasse der Leiche von $m_{G,2} = 65 \text{ kg}$ mit einem geringen Überschuss von lediglich $\Delta m_{G,2} = 105 \text{ g}$. Das Gesamtvolumen des FE-Modells B1XB von $\Omega_1 = \text{LFD 6}$ weicht um $\Delta m_{G,1} = -780 \text{ g}$ gegenüber dem durch Wiegen erhobenen Messwert $m_{G,1} = 84 \text{ kg}$ von $\Omega_1 = \text{LFD 6}$ ab.

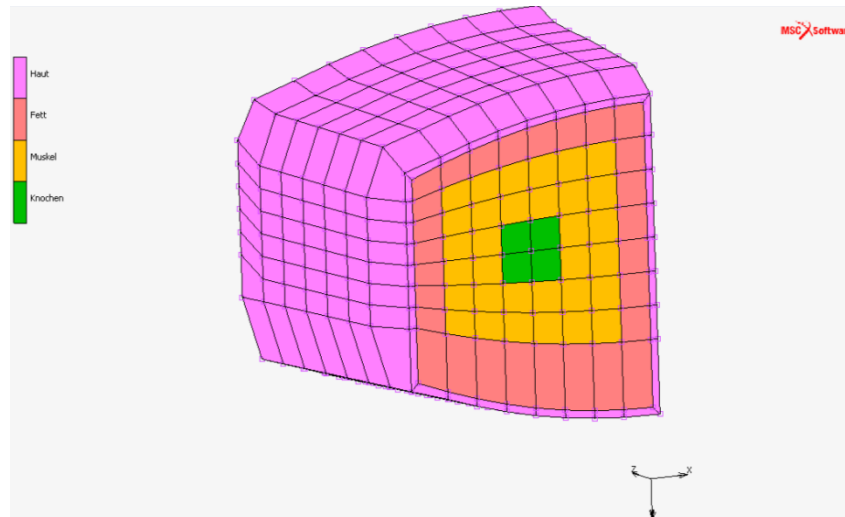


Abbildung 32 - Erhöhung der SAT-Fettschicht im dorsalen Oberschenkel-Po-Bereich im FE-Modell B2XB

Die Korrektheit der volumenorientierten Individualisierung des Muskel-Fett-Verhältnisses bzw. des SAT / VAT-Quotienten ist für die TTS wegen der rektalen Messung der Körperkerntemperatur vor allem im Torsobereich des Körpers und hier vor allem im Abdominalbereich von Bedeutung. Eine Übersicht über die erreichte Individualisierung bezüglich der Volumen $V_{F,i}$, $V_{M,i}$, $V_{K,i}$, $V_{SF,i}$, $V_{VF,i}$ und Massen $m_{F,i}$, $m_{M,i}$, $m_{K,i}$, $m_{SF,i}$, $m_{VF,i}$ im Torsobereich liefert Tabelle 21.

Tabelle 21 - Ergebnisse der CFES-Quasi-Segmentierung für Massen und Volumen und SAT/VAT-Quotient des volumenorientiert individualisierten FE-Modell BiXB gegenüber dem Standard-FE-Modell

Hauptgewebe-komponenten	CFES-Quasi-Seg. $\Omega_1 = \text{LFD 6}$	Standard-FE-Modell B10	Volumen-orientiertes FE-Modell B1XB	CFES-Quasi-Seg. $\Omega_2 = \text{LFD 33}$	Standard-FE-Modell B20	Volumen-orientiertes FE-Modell B2XB
Ges. Masse F $m_{F,i}$ [kg]	11,50	13,82	10,48	9,96	10,58	8,47
Masse SAT $m_{SF,i}$ [kg]	6,40	9,47	4,99	5,17	7,32	5,13
Masse VAT $m_{VF,i}$ [kg]	5,10	4,36	5,49	4,79	3,26	3,37
Gesamt Vol. F $V_{F,i}$ [m ³]	0,013	0,015	0,011	0,0104	0,0114	0,0091
Ges. Masse M $m_{M,i}$ [kg]	13,51	9,14	11,08	11,69	7,00	8,99
Ges. Vol. M $V_{M,i}$ [m ³]	0,012	0,009	0,010	0,0112	0,0065	0,0084
SAT-VAT Quot. $V_{SF,i}:V_{VF,i}$	1,25	2,17	0,91	1,08	2,25	1,52

5 Ergebnisse

Zunächst werden die Parameter des untersuchten Leichenkollektivs beschrieben. Darauf folgt der Vergleich der anthropometrischen Messmethoden anhand der Messwerte, welche aus dem Kollektiv gewonnen wurden. Daran schließt sich ein statistischer Vergleich der Ergebnisse der anthropometrischen Messmethoden mit den Messungen an den CT-Bildern an. Abschließend werden die Ergebnisse der Abkühlungssimulationen mit den verschiedenen beispielhaft individualisierten FE-Modellen und ihr Vergleich mit den gemessenen Abkühlungskurven der jeweils zugeordneten Fälle aus dem Kollektiv der Münchener Abkühlungsmessungen dargestellt.

5.1 Auswertung allgemeiner statistischer Parameter des Untersuchungskollektivs

Das Untersuchungskollektiv bestand zunächst aus 35 Leichen. Unabhängig von den statistischen Ergebnissen wurden 6 Fälle aufgrund fehlender Messdaten für den Vergleich der Messmethoden ausgeschlossen (siehe Tabelle 4). Damit verblieben noch $N = 29$ Leichen in der Stichprobe. Der CT-Scan $\Omega = \text{LFD } 16$ zeigt im Abdomenbereich unverhältnismäßig starke, Implantat bedingte Strahlungsaufhärtingsartefakte. Im VAT-M (CT-VAT) Streudiagramm in Abbildung 33 stellt sich $\Omega = \text{LFD } 16$ außerdem als extremer Ausreißer dar. Daraufhin wurde $\Omega = \text{LFD } 16$ von der statistischen Auswertung ausgeschlossen. Die Größe der Stichprobe reduziert sich damit auf $N = 28$.

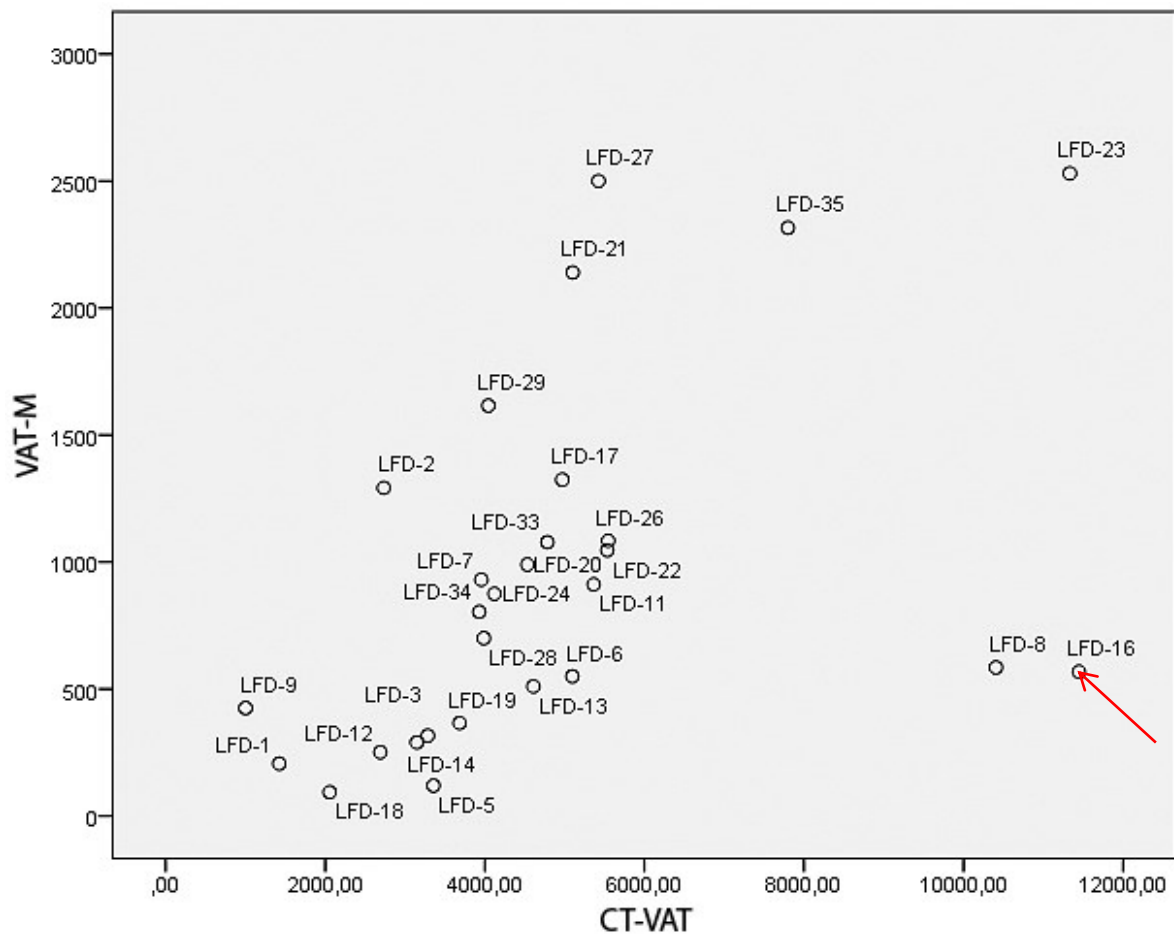


Abbildung 33 - Streudiagramm VAT-M (CT-VAT) bei der ursprünglichen Kollektivgröße von N = 35 Leichen

Tabelle 22 und Abbildung 60 im Anhang zeigen übersichtlich weitere Ausreißer und Extremwerte der verbliebenen Fälle. Auf eine Vorabeliminierung weiterer Fälle wurde verzichtet. Die Ω = LFD 8 weist bei der Betrachtung von Abbildung 33 eine vergleichbare Auffälligkeit wie Ω = LFD 16 auf, wurde aber nach Sichtung der CT Schnittbilder im Untersuchungskollektiv belassen.

Tabelle 22 - Übersicht der Ausreißer und Extremwerte nach Geschlecht (grafische Darstellung in Abbildung 60)

Parameter	Männlich		weiblich	
	Ausreißer [LFD]	Extremwerte [LFD]	Ausreißer [LFD]	Extremwerte [LFD]
Körperlänge	-	-	-	-
Körpermasse	35	-	-	27
BMI	5,6,13,24	35		12,27
HF-A	-	-	19	27
Z-A	-	-	19	27
VAT-M	21, 35	-	-	27

Hü-M	20,35	-	27	-
TI-M	35	-	-	-
CT-TI-M	6,24	35	27	-
CT-Hü-M	35	-	-	-
CT-SAT	30	-	8	-
CT-VAT	9,35	23	-	8
WHR	-	-	18	
Fettquotient (SAT/ VAT)	-	-	-	-

BMI – Körper-Massen-Index, HF-A – Hautfaltendicke Abdomen (Calipermessung), Z-A – subkutane Fettschichtdicke Abdomen (Zollstockmessung), VAT-M – manuell gewogenes Viszeralfett, Hü-M – (Maßband - gemessener Hüftumfang, TI-M – Maßband - Taillenumfang, CT-TI-M – manuell mit Image J gemessener Taillenumfang, CT-Hü-M – manuell mit Image J gemessener Hüftumfang, CT-SAT – subkutane Fettmasse durch CFES bestimmt, CT-VAT – viszerale Fettmasse durch CFES bestimmt, WHR – Verhältnis Taillen- zu Hüftumfang

5.2 Fettschichtdicken

Der folgende Abschnitt stellt die Ergebnisse der Fettschichtdickenerhebungen in der Stichprobe dar. Primärer Bestandteil ist die Gegenüberstellung der drei Typen von Messmethoden (direkt, semidirekt und indirekt) und die Prüfung der Verwendbarkeit der Ergebnisse der einzelnen Messmethoden für die FE-Modellgenerierung.

5.2.1 Messungen am Leichenkollektiv

Tabelle 49 (Anhang) stellt die Ergebnisse aller experimentell erhobenen Fettschichtdicken ausführlich dar. Die in Tabelle 49 aufgeführten Werte wurden entweder direkt an den N = 29 Leichen der Stichprobe gemessen oder aus den CT-Scans (N = 32) bestimmt. Sofern eine Größe mehrfach gemessen wurde, wurde ihr Symbol durch Anhängen einer Indexzahl erweitert (z.B: CT-HÜ-M => CT-Hü-Mi).

5.2.2 Vergleich der Messmethoden zur Fettquantifizierung

Der Vergleich der einzelnen Messmethoden mit Caliper, Maßband, Zollstock, Waage, mit den spezifischen Werkzeugen in ImageJ sowie den Ergebnissen des Quantisierungs- und Quasi-Segmentierungsalgorithmus CFES erfolgte durch eine direkte Gegenüberstellung der Messmethoden an einem festgelegten Messpunkt, einem definiertem Umfangsmaß oder einem festen Volumen (Vergleiche Messartkategorie-Schema unter 4.1.4). Zunächst werden die statistischen Verteilungen der einzelnen Variablen untersucht.

Test auf Normalverteilung

Tabelle 23 gibt die Ergebnisse des Kolmogorow-Smirnov- und des Shapiro-Wilk-Tests auf Normalverteilung für die reellen Zufallsvariablen der Untersuchung nach Geschlechtern getrennt an. Die Testergebnisse der Variablen X, für welche die Nullhypothese H_0 : X ist normalverteilte Zufallsvariable‘ zum 5%-Niveau nicht verworfen werden musste ($p > 0,05$), sind in Tabelle 23 **fett** unterlegt.

Tabelle 23 - Normalverteilungstest nach Kolmogorow-Smirnov und nach Shapiro-Wilk für Fettquantisierungsvariablen. Für beide Tests und alle Variablen betrug die Anzahl der Freiheitsgrade in der Gruppe der Frauen (w) $df = 8$ und in der Gruppe der Männer (m) $df = 21$. Der Wert 0,2 in der Spalte „Signifikanz p“ bedeutet $p \geq 0,2$.

		Shapiro-Wilk		Kolmogorov-Smirnov	
		Statistik	Signifikanz p	Statistik	Signifikanz p
KL	m	,128	,200	,984	,986
	w	,244	,200	,925	,542
Körpergewicht	m	,106	,200	,933	,247
	w	,288	,132	,837	,123
BMI	m	,218	,031	,918	,135
	w	,400	,003	,752	,021
HF-A	m	,135	,200	,946	,392
	w	,362	,013	,753	,021
ZA1	m	,124	,200	,960	,636
	w	,272	,187	,848	,151
VAT-M	m	,209	,047	,926	,189
	w	,356	,017	,731	,013
		Shapiro-Wilk		Kolmogorov-Smirnov	
		Statistik	Signifikanz p	Statistik	Signifikanz p
Hü-M	m	,139	,200	,921	,156
	w	,256	,200	,887	,304
TI-M	m	,111	,200	,966	,754
	w	,340	,029	,755	,022
CTA	m	,129	,200	,945	,379
	w	,181	,200	,981	,958
CT-TI-M	m	,188	,112	,934	,250
	w	,269	,200	,865	,205
CT-Hü-M	m	,131	,200	,972	,859
	w	,141	,200	,977	,933
CT-SAT	m	,136	,200	,942	,338
	w	,315	,064	,750	,020
CT-VAT	m	,174	,183	,919	,143
	w	,272	,187	,821	,089
WHR	m	,125	,200	,961	,644
	w	,167	,200	,980	,952
Fett-Quotient m_{SF} / m_{VF} (SAT / VAT)	m	,133	,200	,977	,931
	w	,200	,200	,927	,561

Gleiche Verteilung in den Geschlechtersubgruppen

Für Parameter X, die in den Untergruppen nach dem Geschlecht die Tests auf Normalverteilung bestanden hatten, wurde die Gleichheit bzw. die Nullhypothese $H_0: E_m(X) = E_w(X)$ der Erwartungswerte $E_m(X)$ und $E_w(X)$ in den Untergruppen weiblich und männlich mit Hilfe des t-Tests untersucht (Tabelle 24). Für alle Parameter X, unabhängig von ihrer Verteilung in den Untergruppen weiblich und männlich, wurde zusätzlich ein Kruskal-Wallis Test durchgeführt, der verteilungsfrei ist und die Nullhypothese der gleichen Grundgesamtheit für beide betrachtete Stichproben untersucht. In Tabelle 24 wurden die p-Werte **fett** markiert, bei welchen die Nullhypothese zum 5%-Niveau abgelehnt werden musste.

Tabelle 24 - t-Test und Kruskal-Wallis-Test auf Übereinstimmung der Grundpopulation in den Subpopulationen der Männer und der Frauen für Fettquantisierungsparameter

	t-Test auf Mittelwertgleichheit			Kruskal-Wallis-Test auf Übereinstimmung der Grundpopulationen
	t	df	Signifikanz p (2-seitig)	Signifikanz p (2-seitig)
VAT-M	1,313	26	keine Normalverteilung	0,53
HF-A	1,853	30	keine Normalverteilung	0,018
ZA1	1,513	31	,140	0,079
Hü-M	1,318	28	,198	0,187
TI-M	1,544	28	keine Normalverteilung	0,103
CT-A	2,136	30	,041	0,021
CT-SD	2,137	30	,041	0,037
CT-SAT-V	1,337	30	,191	0,197
CT-SAT-D	-,041	30	,968	0,677
CT-TI-M	2,530	30	,017	0,016
CT-Hü-M	,719	30	,478	0,487
CT-SAT	-1,206	30	keine Normalverteilung	0,706
CT-VAT	1,450	30	,157	0,016
BMI	1,777	31	keine Normalverteilung	0,029
WHR	,585	28	,007	0,015
Fettquotient SAT / VAT (m_{SF} / m_{VF})	-4,993	30	0,000	0,000

Tabelle 24 zeigt, dass bei Anwendung des t-Tests und des Kruskal-Wallis-Tests mit einem Signifikanzniveau von $p = 0,05$ im untersuchten Leichenkollektiv lediglich die anthropometrischen Parameter CT-A, CT-SD, CT-TI-M, BMI, WHR und der SAT/VAT-

Quotient einen geschlechtsspezifisch signifikanten Unterschied in der Wahrscheinlichkeitsverteilung aufweisen.

Geschlechtsspezifische Verteilungsformen der Parameter zu den drei Typen von Messmethoden

Für die weitere Auswertung wurden die Parameter in drei Typen von Messmethoden eingeteilt: direkt, semidirekt und indirekt.

a) Direkte Messmethoden und ihre Indizes

Die Variablen Z-A bzw. VAT-M zeigen unter dem t-Test und dem Kruskal-Wallis-Test der Geschlechteruntergruppen keine signifikanten Differenzen (siehe Tabelle 24). Für die Umfangsmaße der Hüfte Hü-M und Taille TI-M zeigte sich bei den Tests in Tabelle 24 keine signifikante Geschlechtsdifferenzierung. Der aus den Einzelwerten Hü-M und TI-M zusammengesetzte Index WHR erlaubte es, die Nullhypothese zum 5%-Niveau zu verwerfen. Die Variable WHR besitzt also geschlechtsdimorphe Verteilungen. Das Teilsample der Männer wies mit $\mu_M(\text{WHR}) = 0,94$ einen höheren Wert auf, als die Teilstichprobe der Frauen mit $\mu_F(\text{WHR}) = 0,85$ (Tabelle 28). Die Männer des Leichenkollektivs haben im Durchschnitt einen höheren Body-Mass-Index von $\mu_M(\text{BMI}) = 25,8$ als die Frauen mit $\mu_F(\text{BMI}) = 23,5$ (Tabelle 28).

b) Semidirekte Messmethoden

Die Hautfaltendickemessungen HF-A am Abdomen mittels Caliper zeigte keine signifikante Geschlechtsdifferenzierung (siehe Tabelle 24).

c) Indirekte Messmethoden

Der wohl größte Anteil der Messwerte entfällt auf die indirekte Anthropometrie. Mittels des Bildverarbeitungsprogramms-ImageJ wurden dabei diverse Strecken- und Umfangsmaße (CT-TI-M, CT-A, CT-SD, CT-SAT-V, CT-SAT-D, CT-TI-M, CT-Hü-M) bestimmt. Ferner sind in Folge der Segmentierung der CT-Schnittbilder der Abdomen die errechneten Volumen und Massen des SAT und VAT verfügbar. Für den überwiegenden Anteil der Messgrößen zeigte sich keine signifikante Geschlechtsspezifisierung. Die Testergebnisse (siehe Tabelle 24) legen nur für CT-SD, CT-A und CT-TI-M eine Geschlechtsdifferenzierung der Untergruppenverteilungen nahe.

5.2.3 Statistische Zusammenhänge der anthropometrischen Parameter nach Messmethodengruppen

Im Folgenden werden für einzelne Fettgewebsparameter statistische Zusammenhänge zwischen den durch verschiedene Messansätze ermittelten Parameterwerten untersucht. Die Ergebnisse der drei Messansätze HF (Caliper zur Hautfaltenmessung), Z (Zollstock), CT (CT-basierte Messung), werden beispielsweise bei der Feststellung der Dicke A der abdominalen Fettschicht verglichen. Als abhängige Größe bei einem Regressionsansatz oder im Fall der rein zahlenmäßigen Gegenüberstellung als der sogenannte Basiswert, wurde jeweils das Ergebnis der indirekten, CT-basierten Messung mittels ImageJ herangezogen (Messartkategorien: Vergleich: 4.1.4 und Tabelle 6).

5.2.3.1 Verhältnis der Ergebnisse verschiedener Messmethoden für die abdominale subkutane Fettschichtdicke

Tabelle 25 zeigt am Beispiel der subkutanen abdominalen Fettschichtdicke die Quotienten der Ergebnisse der vergleichenden Messungen mittels Caliper (HF-A), ImageJ (CT-A) und der Zollstockmessung (Z-A). Die Resultate zeigen, dass die mittels Caliper ermittelten HF-A-Werte jeweils im Mittel rund 77% der Z-A Werte betragen, die mit dem Zollstock gemessenen Z-A Werte gegenüber den aus dem CT gemessenen CT-A Werten im Mittel rund 146 % - und die mit dem Caliper gemessenen HF-A Werte gegenüber den aus dem CT gemessenen CT-A Werten im Mittel rund 110 % betragen.

Tabelle 25 - Vergleich zwischen Caliper-, Zollstock- und CT-basierter Messungen der subkutanen Fettschicht: HF-A, CT-A und Z-A durch paarweise Quotientenbildung

CT-Scan Ω	Quotient HF-A / Z-A [%]	Quotient Z-A / CT-A [%]	Quotient HF-A / CT-A [%]
LFD 1	54,40	157,73	85,80
LFD 2	59,06	198,61	117,30
LFD 3	50,43	139,31	70,26
LFD 5	120,71	175,69	212,07
LFD 6	182,14	102,45	186,60
LFD 7	74,75	135,81	101,52
LFD 8	76,50	189,25	144,78
LFD 9	86,45	135,94	117,52
LFD 11	58,90	177,59	104,60
LFD 12	67,00	113,17	75,83
LFD 13	58,46	166,75	97,48
LFD 14	66,90	120,42	80,56

LFD 17	79,73	127,13	101,36
LFD 18	68,50	128,25	87,85
LFD 19	90,56	192,38	174,22
LFD 20	83,46	168,61	140,72
LFD 21	73,75	145,43	107,26
LFD 22	58,42	112,47	65,71
LFD 24	114,67	67,54	77,45
LFD 26	48,29	198,06	95,64
LFD 27	85,78	165,10	141,62
LFD 28	67,60	132,66	89,68
LFD 32	44,44	166,58	74,03
LFD 33	81,22	125,68	102,07
LFD 34	70,91	98,59	69,91
LFD 35	76,20	165,86	126,39
Mittelwert $\mu_{\Omega}(X-A / Z-A) [\%]$	76,89	146,43	109,55
Standardabweichung $\sigma_{\Omega}(X-A / Z-A) [\%]$	28,04	33,65	37,72

Bei der FE-Modellierung wurde auf die Ergebnisse der anthropometrischen CT-basierten Schichtdickendickenmessungen zurückgegriffen. Obgleich die Zollstockmessung als primitivstes Verfahren am vertrauenswürdigsten erscheint, wurden als Inputgröße für die FE-Modellierung CT-basierte Messergebnisse verwendet, da sie zum einen wiederholbar sind und zum anderen wie in Tabelle 49 sichtbar absolut gesehen in den meisten Fällen nicht stark von den Zollstockmessergebnissen abweichen.

5.2.3.2 Korrelationsanalyse der Messmethoden

Insbesondere wenn die verschiedenen Messmethoden den gleichen Zielparameter besitzen, ist es sinnvoll, ihre Korrelation durch eine lineare Regression zu prüfen. Abbildung 34 zeigt beispielhaft die lineare Regression der Größen Z-A und CT-A.

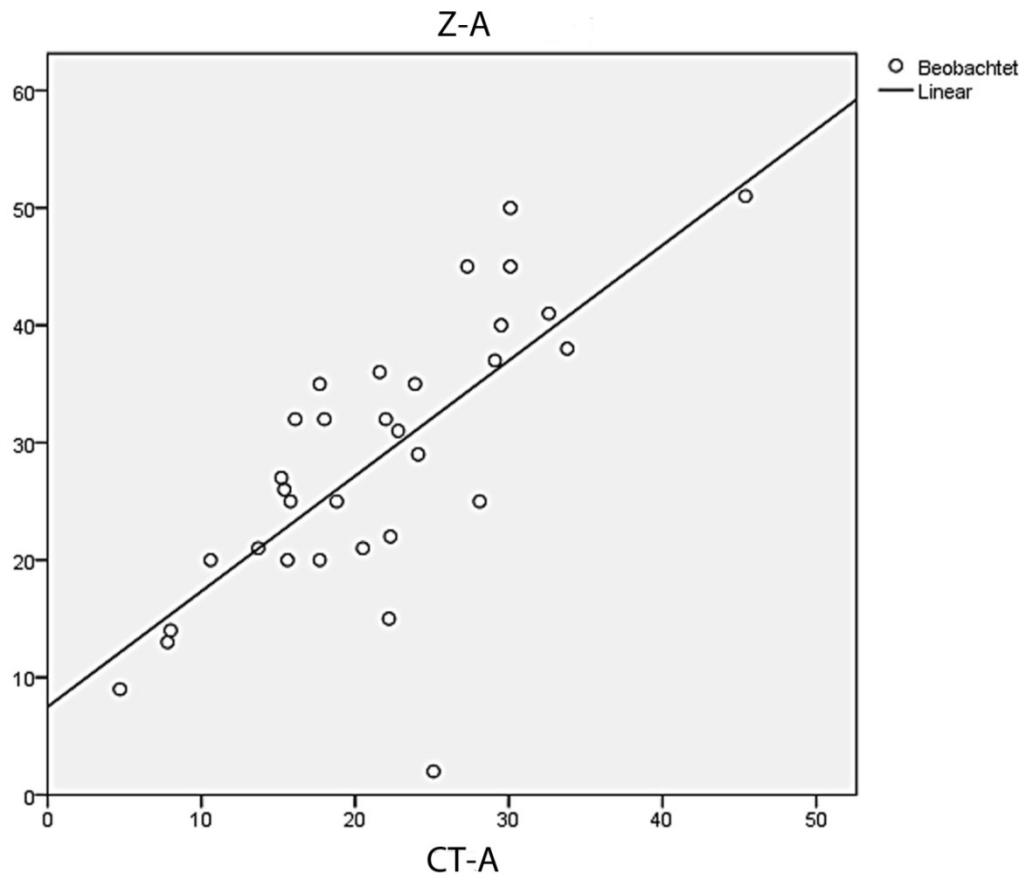


Abbildung 34 - Grafische Darstellung der linearen Regressionsgeraden Z-A(CT-A) für die beiden abdominalen Fettschichtdickenmessungen Z-A und CT-A

Als Maß für die Stärke einer potentiellen Korrelation wurden der empirische Korrelationskoeffizient R nach Bravais-Pearson sowie die Standardabweichung des Residuums für die lineare Einfachregression verwendet. Eine Übersicht der Ergebnisse findet sich in Tabelle 26.

Tabelle 26 - Lineare Regression $Y(X)$ zwischen den Ergebnissen Y und X je zwei verschiedener Messmethoden für dieselbe Fett-Kenngröße. Farbe: Gelb = Vgl. semidirekt – direkt, Grün = Vgl. manuell ermittelt ohne CT – manuell ermittelt aus CT; Rot = Vgl. manuell ermittelt aus CT – automatisch ermittelt aus CT. [Ω = LFD 20 bei CT-Hü-A ausgeschlossen, da Armumfänge im CT mit detektiert]

Lineare Regression $Y(X)$ $X - Y$ (männlich / weiblich , Fallzahl)	Empirischer Korrelationskoeffizient R	Standardabweichung Residuum σ_{Ω}
VAT-M- CT-VAT (w+m, 27)	0,582	584,12 g
VAT-M - CT-VAT (m, 20)	0,734	453,38 g
VAT-M - CT-VAT (w, 7)	0,324	788,96 g
CT-A – Z-A (w+m, 32)	0,826	4,83 mm
CT-A – Z-A (m, 21)	0,811	5,09 mm
CT-A – Z-A (w, 11)	0,785	4,32 mm

CT-A – HF-A	(w+m,31)	0,773	5,43 mm
CT-A – HF-A	(m,20)	0,728	6,02 mm
CT-A – HF-A	(w,11)	0,808	4,01 mm
Z-A – CT-A	(w+m,32)	0,717	6,05 mm
Z-A – CT-A	(m,21)	0,672	6,32 mm
Z-A – CT-A	(w, 11)	0,785	5,79 mm
Z-A – HF-A	(w+m, 32)	0,737	7,41 mm
Z-A – HF-A	(m, 21)	0,696	8,22 mm
Z-A – HF-A	(w, 11)	0,799	5,61 mm
BMI – VAT-M	(w+m, 28)	0,754	3,32 kg/m ²
BMI – VAT-M	(m, 21)	0,623	3,31 kg/m ²
BMI – VAT-M	(w, 7)	0,943	2,09 kg/m ²
TI-M – VAT-M	(w+m, 25)	0,620	8,87 cm
TI-M – VAT-M	(m,19)	0,617	80,71 cm
TI-M – VAT-M	(w,6)	0,597	10,11 cm
VAT-M – KVIST-VAT	(m, 21)	0,260	-
VAT-M – KVIST-VAT	(w, 7)	0,176	-
CT-VAT – KVIST-VAT	(m, 21)	0,672	-
CT-VAT – KVIST-VAT	(w, 7)	0,233	-
CT-VAT – WHR	(w+m, 32)	0,372	-
CT-VAT – WHR	(m, 21)	0,349	-
CT-VAT – WHR	(w, 11)	0,415	-

5.2.3.3 Statistische Auswertung anthropometrischer Messergebnisse

Tabelle 27 zeigt die Ergebnisse der Versuche Z-A bzw. WHR als linearen Prädiktor für CT-SAT bzw. CT-VAT, nach Geschlechteruntergruppen aufgeschlüsselt, zu interpretieren. Zwar erhält für die männliche Gruppe mittlere Werte für die Korrelationsstärke CT-SAT(Z-A). Diese werden aber durch Hinzunahme der Gruppe der Frauen entscheidend abgeschwächt. Die weibliche Gruppe allein betrachtet weist allerdings praktisch keine Korrelation CT-SAT(Z-A) auf. Der WHR als möglicher VAT Prädiktor zeigt ein homogeneres Bild mit einem schwachen, aber nachweisbaren linearen statistischen Zusammenhang CT-VAT(WHR) in allen drei (Unter-)gruppen.

Tabelle 27 - Lineare Regression der CT-gestützten Fett-Massenschätzer CT-SAT und CT-VAT in Abhängigkeit von den unabhängigen Variablen Z-A und WHR

Lineare Regression Y(X) Y - X (Geschlecht G, Fallzahl)	Empirischer Korrelations- koeffizient R	Momente des Residuums	
		Mittelwert μ	Standardabweichung σ
CT-SAT – Z-A (w+m, 32)	0,184	0	10,566
CT-SAT – Z-A (m, 21)	0,588	0	8,725
CT-SAT – Z-A - (w, 11)	0,059	0	9,320
CT-VAT – WHR (w+m, 29)	0,425	0	0,119
CT-VAT – WHR(m, 19)	0,349	0	0,072
CT-VAT – WHR (w, 10)	0,379	0	0,178

Aufgrund der weit verbreiteten Verwendung des WHR wurden ergänzend in Abbildung 35 und Tabelle 28 weitere Resultate der Auswertung statistischer Zusammenhänge des Hüft- und Taillenumfangs dargestellt. Für die den WHR bestimmenden Messwerte Hü-M und TI-M wurde am Leichenkollektiv ein hoher linearer Korrelationskoeffizient von $R = 0,8$ errechnet. Abbildung 35 gibt zudem Auskunft zum Geschlechterverhalten des Leichenkollektivs.

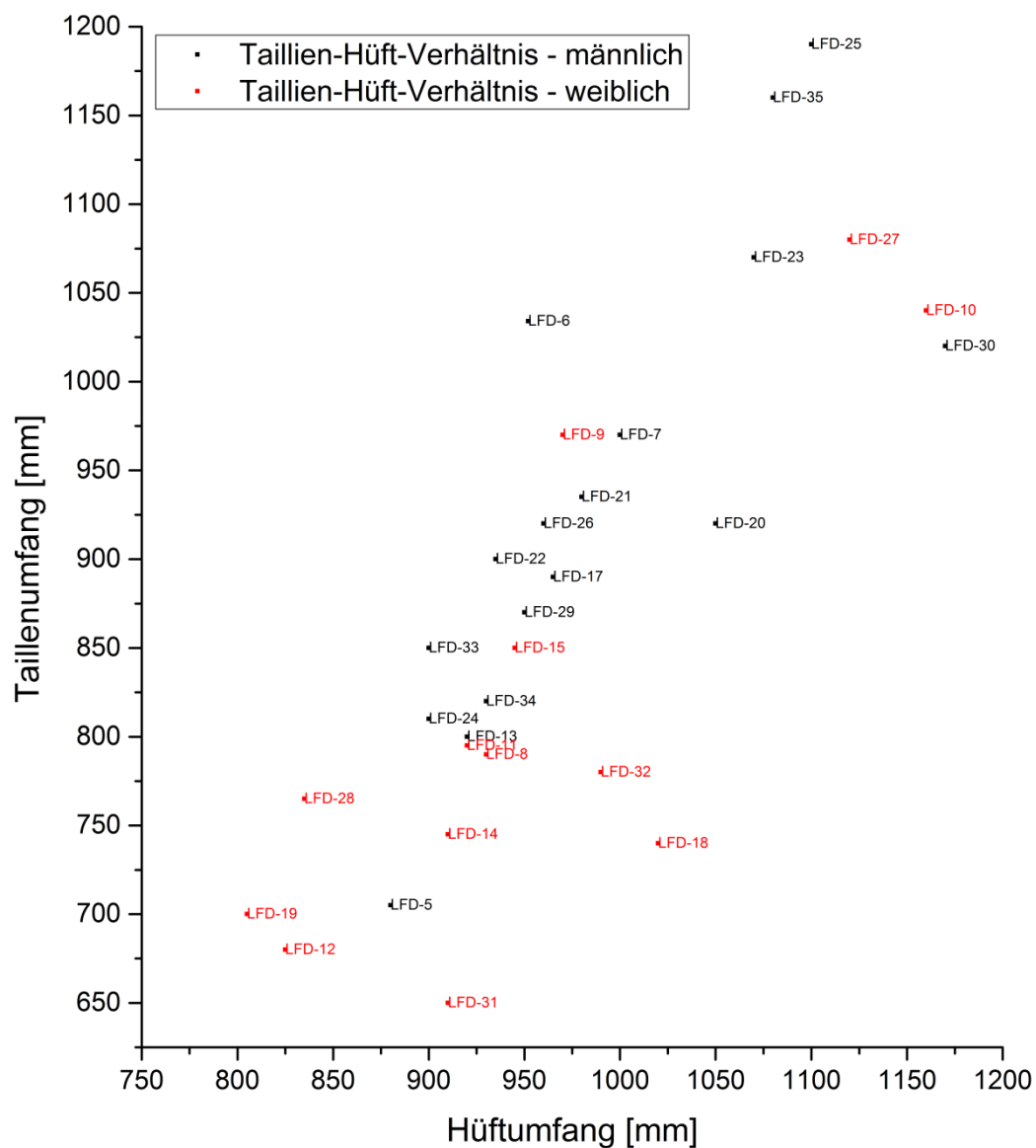


Abbildung 35 - Streudiagramm Taillenumfang TI-M zu Hüftumfang Hü-M, differenziert nach Geschlecht für $\Omega = \text{LFD } 5 - \text{LFD } 34$

Die in Tabelle 28 dargestellten Ergebnisse zum WHR in Zusammenhang mit dem BMI konnten zur Überprüfung der Verwendbarkeit als Template-Indikatoren für zukünftige FE-Modelltemplates, wie in der Diskussion näher erläutert, genutzt werden. Unabhängig vom BMI ergab sich eine geschlechtsdimorphe Ausprägung. Die weibliche Gruppe zeigt einen signifikant niedrigeren WHR als die Männergruppe.

Tabelle 28 - Liste der CT-Scans Ω mit Parametern: Geschlecht, Hüftumfang Hü-M, Taillenumfang TI-M, Quotient WHR Taillen-/Hüftumfang, Körpermassenindex BMI

CT-Scan Ω	Geschlecht	Manuell gemessener Hüftumfang Hü-M [mm]	Manuell gemessener Taillenumfang TI-M [mm]	Umfangs-Verhältnis Taille / Hüfte WHR	BMI [kg/m ²]
LFD-5	m	880	705	0,80	29,07
LFD-6	m	952	1034	1,09	25,95
LFD-7	m	1000	970	0,97	19,26
LFD-8	w	930	790	0,85	24,51
LFD-9	m	970	970	1,00	31,62
LFD-10	w	1160	1040	0,90	24,44
LFD-11	m	920	795	0,86	14,70
LFD-12	w	825	680	0,82	18,41
LFD-13	m	920	800	0,87	22,41
LFD-14	m	910	745	0,82	23,92
LFD-15	w	945	850	0,90	34,40
LFD-17	m	965	890	0,92	27,10
LFD-18	w	1020	740	0,73	20,15
LFD-19	w	805	700	0,87	19,68
LFD-20	m	1050	920	0,88	24,72
LFD-21	m	980	935	0,95	24,58
LFD-22	m	935	900	0,96	23,04
LFD-23	m	1070	1070	1,00	32,20
LFD-24	m	900	810	0,90	20,48
LFD-25	m	1100	1190	1,08	32,66
LFD-26	m	960	920	0,96	24,49
LFD-27	w	1120	1080	0,96	34,63
LFD-28	w	835	765	0,92	20,32
LFD-29	m	950	870	0,92	23,24
LFD-30	m	1170	1020	0,87	32,19
LFD-31	w	910	650	0,71	20,96
LFD-32	w	990	780	0,79	23,83
LFD-33	m	900	850	0,94	23,03
LFD-34	m	930	820	0,88	23,94
LFD-35	m	1080	1160	1,07	33,80

Abbildung 36 zeigt das Streudiagramm WHR(CT-VAT). In Bezug auf die Nutzung des WHR als potentiellen Prognoseparameter wurde der korrelative Zusammenhang beider Größen getestet. Die Berechnung des linearen Korrelationskoeffizienten ergab $R = 0,37$.

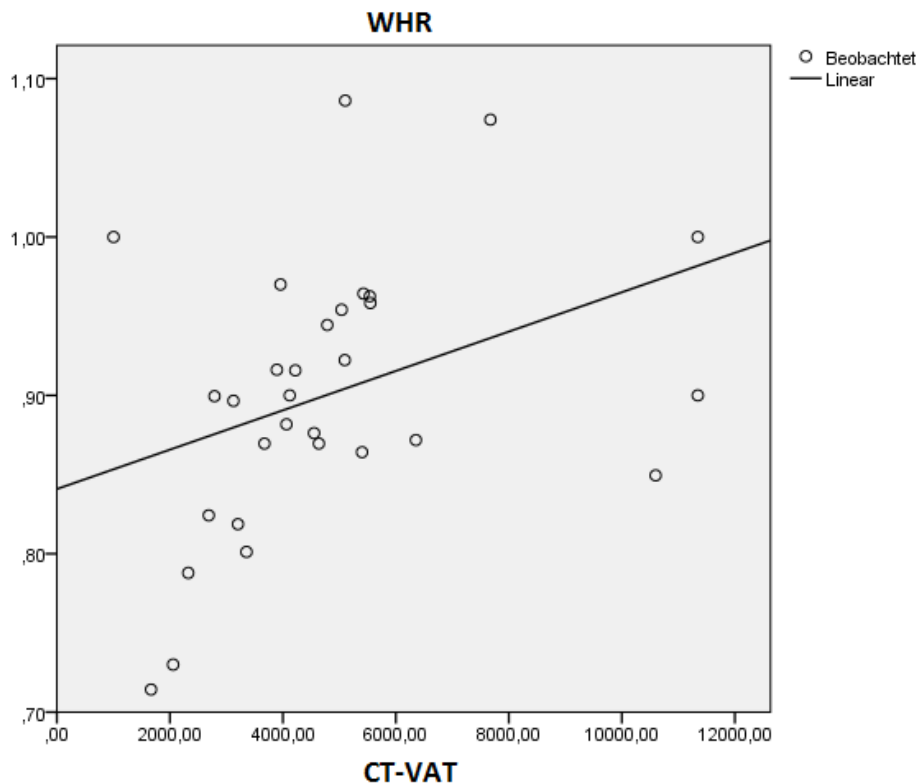


Abbildung 36 - Streudiagramm CT-VAT(WHR)

Neben den klassischen VAT-Prognoseparametern BMI und WHR wurden die anthropologischen Gleichungen von Kvist et al. (1988) auf das Leichenkollektiv angewandt. Mit den geschlechtsspezifischen Formeln nach Kvist et al. (1988) und der gemessenen Gesamtabdomenhöhe CT-SD auf Höhe des 4. Lendenwirbelkörpers wurde die jeweilige VAT Masse $KVIST-VAT = mVF_{Kvist} \cdot$ bestimmt. Tabelle 29 zeigt für jeden eingeschlossenen CT-Scan Ω den errechneten Schätzer KVIST-VAT der VAT -Masse sowie das Verhältnis der Resultate jeder der beiden alternativen Messmethoden VAT-M und CT-VAT zur Masse KVIST-VAT. In Tabelle 29 ergibt sich im Mittel über alle CT-Scans Ω , die beide Messwerte aufweisen, eine VAT-M Masse von 36% des errechneten KVIST-VAT-Wertes. Die durch CFES auf Basis der CT-Schnittbilder Ω geschätzten Viszeralfettmassen CT-VAT ergeben durchschnittlich 194% des KVIST-VAT-Wertes. Abbildung 37 und Abbildung 38 zeigen die Streudiagramme KVIST-VAT(VAT-M) und KVIST-VAT(CT-VAT) für den nach Kvist et al. (1988) geschätzten viszerale Fettwert und den aus direkten und indirekten Messungen gewonnenen Schätzern VAT-M und CT-VAT des VAT für die jeweils eingeschlossenen männlichen Leichenabdomen.

Tabelle 29 - VAT Schätzer für KVIST-Formel 1 (männlich: schwarz) oder 2 (weiblich: rot) sowie deren prozentuales Verhältnis zu VAT-M und CT-VAT

CT-Scan Ω	KVIST-VAT $=a \cdot \text{CT-SD} + b$ [g]	CT-SD [mm]	CT-VAT [g]	100· VAT-M/ KVIST-VAT [%]	100· CT-VAT/ KVIST-VAT [%]
LFD-1	735,30	151,63	1202,44	28,02	191,55
LFD-2	1202,70	139,98	1441,57	107,42	227,29
LFD-3	3797,34	212,18	2968,97	8,32	86,51
LFD-5	880,65	170,31	3235,71	13,63	381,05
LFD-6	6922,37	257,09	4552,65	7,95	73,71
LFD-7	4977,91	228,96	3027,16	18,68	79,49
LFD-8	1789,80	182,26	10012,55	32,69	592,11
LFD-9	3380,67	205,90	577,33	12,57	29,65
LFD-10	3652,75	234,92		-	85,56
LFD-11	2547,33	194,03	4489,52	35,80	212,05
LFD-12	629,85	148,82	2436,44	39,85	426,68
LFD-13	1088,99	173,00	4126,23	46,83	425,74
LFD-14	3033,45	200,63	2913,38	9,56	105,60
LFD-15	2598,25	205,38		-	107,35
LFD-17	5255,69	232,86	3770,19	25,19	96,93
LFD-18	418,95	143,16	1963,59	22,44	491,13
LFD-19	840,75	154,52	3306,73	43,53	436,84
LFD-20	4491,79	221,83	3561,52	22,04	101,33
LFD-21	4352,90	219,64	2898,64	49,16	86,39
LFD-22	4144,57	216,76	4492,08	25,24	133,62
LFD-23	8727,94	282,88	8813,91	28,99	76,94
LFD-24	811,20	169,10	3246,11	107,86	508,03
LFD-26	2755,67	197,34	4464,19	39,34	49,67
LFD-27	3969,10	244,36	2925,62	62,99	136,70
LFD-28	1508,60	174,17	3193,54	46,40	258,09
LFD-29	2200,11	188,93	2603,77	73,45	191,80
LFD-30	8519,60	279,89		-	74,58
LFD-31	1262,55	167,06		-	132,03
LFD-32	2844,30	212,41		-	81,74
LFD-33	5394,58	235,43	3707,53	19,98	88,71
LFD-34	2408,44	192,30	3258,95	33,38	168,70
LFD-35	12616,86	339,03	5357,69	18,36	60,82

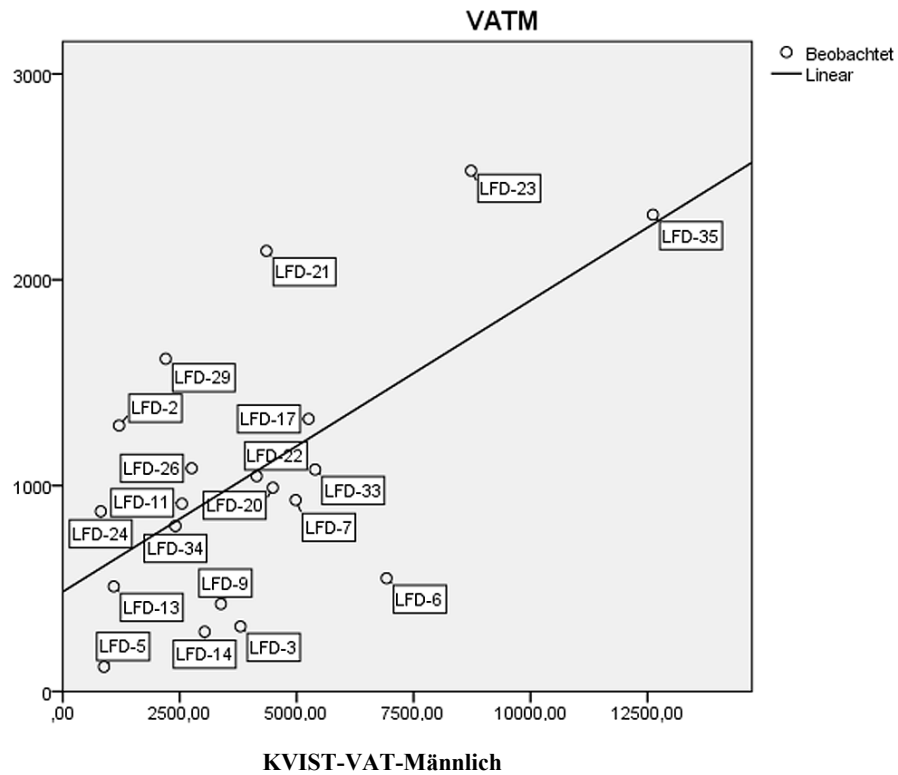


Abbildung 37 - Streudiagramm KVIST-VAT(VAT-M) der viszeralen Fettmassen VAT-M und KVIST-VAT (N = 20, Männlich)

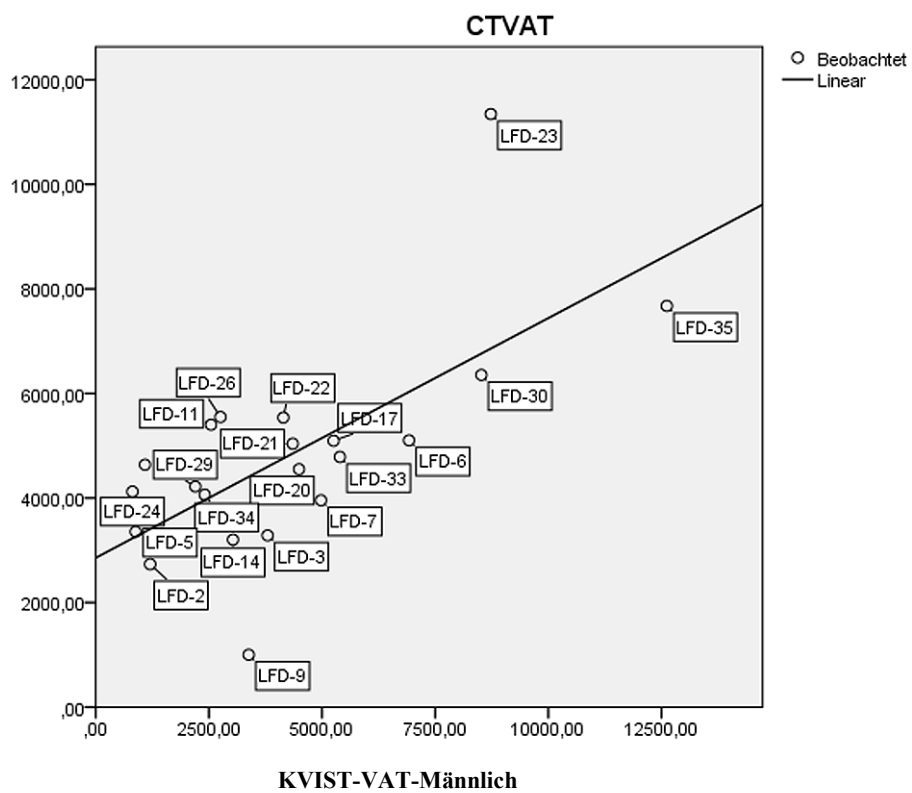


Abbildung 38 - Streudiagramm KVIST-VAT(CT-VAT) der viszeralen Fettmassen CT-VAT und KVIST-VAT (N = 21, Männlich)

Vergleich manuell ermittelter und CT-quasi-segmentierter Fettmassen am Beispiel der Kenngrößen VAT-M und CT-VAT

Tabelle 30 zeigt den direkten Vergleich der Massen des manuell extrahierten und gemessenen Fettes VAT-M im Bauchraum mit der CFES-Schätzung der viszeralen Fettmasse CT-VAT. Für die CT-Scans, welche der CFES-Schätzung des CT-VAT zugrunde lagen wurden die Parametereinstellung¹³ 140 V, 350 mAs, „head small“ - Filter, Standardfaltungskern verwendet. Der CFES-Algorithmus hatte die Einstellung Wichtungsexponent $\alpha = 1$.

Tabelle 30 - Vergleich der beiden Messmethoden VAT-M und CT-VAT für die VAT-Masse mit Angabe der Differenz CT-VAT – VAT-M und des Verhältnisses VAT-M / CT-VAT für alle CT-Scans Ω .

LFD	VAT-M [g]	CT-VAT [g]	CT-VAT - VAT-M [g]	100 · M-VAT / CT-VAT
LFD-1	206	1408,44	1202,44	14,63
LFD-2	1292	2733,57	1441,57	47,26
LFD-3	316	3284,97	2968,97	9,62
LFD-5	120	3355,71	3235,71	3,58
LFD-6	550	5102,65	4552,65	10,78
LFD-7	930	3957,16	3027,16	23,50
LFD-8	585	10597,55	10012,55	5,52
LFD-9	425	1002,33	577,33	42,40
LFD-11	912	5401,52	4489,52	16,88
LFD-12	251	2687,44	2436,44	9,34
LFD-13	510	4636,23	4126,23	11,00
LFD-14	290	3203,38	2913,38	9,05
LFD-16	568	11344,89	10776,89	5,01
LFD-17	1324	5094,19	3770,19	25,99
LFD-18	94	2057,59	1963,59	4,57
LFD-19	366	3672,73	3306,73	9,97
LFD-20	990	4551,52	3561,52	21,75
LFD-21	2140	5038,64	2898,64	42,47
LFD-22	1046	5538,08	4492,08	18,89
LFD-23	2530	11343,91	8813,91	22,30
LFD-24	875	4121,11	3246,11	21,23
LFD-26	1084	5548,19	4464,19	19,54
LFD-27	2500	5425,62	2925,62	46,08
LFD-28	700	3893,54	3193,54	17,98
LFD-29	1616	4219,77	2603,77	38,30
LFD-33	1078	4785,53	3707,53	22,53
LFD-34	804	4062,95	3258,95	19,79
LFD-35	2316	7673,69	5357,69	30,18

¹³ Einstellung berücksichtigt Versuchsergebnisse für CT-Einstellungen (siehe: 5.3.1)

In jedem der untersuchten Fälle aus dem Leichenkollektiv wurde gegenüber der CT-VAT eine geringere VAT-M ‚handextrahierte‘ Masse VAT-M gemessen. Für alle Fälle liegt VAT-M der Schätzwert VAT-M mindestens 50% unter dem Schätzwert CT-VAT.

Vergleich manueller anthropometrischer und manuell gesteuerter Umfangsbestimmung mittels Tools in ImageJ

Der dreigliedrige interkategoriale Messartenvergleich wurde auch für die Messarten der Hüft- und Taillenumfänge angewandt. Die Messwerte sind in Tabelle 49 (Anhang) und die Korrelationsbeziehungen in Tabelle 26 dargelegt und zeigen über alle Messarten betrachtet einen hohen interkategorialen Zusammenhang.

5.3 Auswertung der CT-basierten Daten

Wie bereits erwähnt wurde, kann die Qualität der Volumenschätzungen V_M^* , V_F^* , V_M^{**} , V_F^{**} , V_K^{**} , V_{SF}^{**} , V_{VF}^{**} durch den CFES-Algorithmus an den Leichenabdomen nicht durch den direkten Vergleich mit einem bekanntermaßen korrekten Volumenwert V_{SF}^+ , V_{VF}^+ , V_F^+ , V_M^+ , V_K^+ quantitativ bewertet werden. Eine direkte, manuelle Volumenerfassung war insbesondere für das SAT bei den Leichen des Kollektivs aus ethischen und verfahrenstechnischen Gründen nicht möglich. Sowohl die manuelle VAT-Messung (VAT-M) bei der Sektion als auch die Schätzung KVIST-VAT aus den manuell im CT- Schnittbild ermittelten SD-Werten zeigten einen nicht mit den CT-Befunden vereinbaren Bias in Form einer mehrheitlichen Unterschätzung des CT-VAT-Wertes. Dementsprechend wurde zur Prüfung der CFES-Schätzungsqualität als Funktion der CT-Geräteeinstellungen und des CFES-Wichtungsexponenten α ein qualitativer Bewertungsansatz entwickelt. Dieser ermöglicht mittels anatomischer Prüfung der Gewebezuordnung in den Quasi-Segmentierungsergebnissen $W_\alpha(\omega)^*$ an den CT-Schnittbildern ω die Qualität, in Form der anatomischen Fehlerrate $D(\Omega, W_\alpha(\Omega)^*)$, der Fett-Quantifizierung und Quasi-Segmentierung durch CFES indirekt grob einzuschätzen.

Eine klassische direkte Validierung der CFES-Qualität war hingegen an den CT-Scans des in Schenkl et al. (2017) beschriebenen Dreikomponentenphantoms möglich.

5.3.1 CT-Parameter

Im Folgenden wird dargestellt, wie CT-Geräteeinstellungen die Qualität der Schätzung von F- und M-Volumen durch den CFES-Algorithmus beeinflussen. Der Algorithmus wurde zunächst am Dreikomponentenphantom unter Variation der CT-Parameter getestet.

Durch die für das Dreikomponentenphantom vollständig bekannten wahren Werte der Volumen V_F^+ , V_M^+ und V_K^+ und Massen m_F^+ , m_M^+ , m_K^+ war eine Beurteilung der Qualität der CFES-Schätzungen V_M^* , V_F^* , V_K^* , V_M^{**} , V_F^{**} , V_K^{**} möglich. Tabelle 11 stellt die originalen Massen der Bestandteile des Phantoms dar. Für das Dreikomponentenphantom ergab sich etwa ein Volumenanteil von 90% Bienenwachs (= Komponente F) bezogen auf das Gesamtvolumen. Tabelle 31 zeigt in Form des von CFES geschätzten z-Wertes $z^* = Q_F^* / (Q_F^* + Q_M^*)$ das Verhältnis der geschätzten Anzahl Q_F^* Bienenwachspixel (Fett-Ersatzkomponente F) zur geschätzten Gesamtanzahl $Q_M^* + Q_F^*$ der Salzwasserpixel (Surrogat des Muskel- und Bindegewebs-Materials M) und der Bienenwachspixel: Mit dem jeweiligen Verhältnis von $z^* \approx 0,8$ zeigen die Einstellungen der CT-Parameter $U = 350$ kVp, $Q_{CT} = 347$ mAs, Filter: „Head small“ und mit „Standard“ Faltungskern die beste Näherung an das tatsächliche Verhältnis $z^+ = Q_F^+ / (Q_F^+ + Q_M^+)$. Schnittbild 250 des Dreikomponentenphantoms. Abbildung 39 und Abbildung 40 zeigt Schnittbild 250 in dem alle drei Komponenten Bienenwachs als Fettimitat, der Kochsalzlösung als Muskelimitat und des Rinderknochens dargestellt sind. Dieses Schnittbild ist daher repräsentativ für die Untersuchung der CT-Parameter, in Bezug auf die potentielle Segmentierungseignung unter Variation der CT-Einstellungen (siehe Tabelle 31). Ein Vergleich des tatsächlichen Komponentenverhältnisses von Fett und Muskel z^+ im gesamten Phantom, wurde aufgrund der im Dreikomponentenphantom anzutreffenden Randbereiche, welche nur die Komponente Bienenwachs F abbilden, nicht vorgenommen. Die CFES-Auswertung wird aufgrund der ausschließlichen Abbildung eines Gewebes und damit nur einer Verteilung im Histogramm behindert.

Tabelle 31 - CFES-Ergebnis als Funktion der CT-Parameter Röhrenspannung U, Röhrenstrom Q_{CT} , Filter, Faltungskern: Geschätzter Fettanteil z^* und geschätzte Erwartungswerte E_F^* , E_M^* für Fett- und Muskelmaxima für verwendete CT-Einstellungen der Messreihe Dreikomponentenphantom für das Schnittbild 250. Als Qualitätskennwert wird der geschätzte ESNR-Wert τ^* angegeben. Die quantitativen Segmentierungsergebnisse sind zum Vergleich in Tabelle 38 dargelegt.

Röhrenspannung U [kVp]	Röhrenstrom Q_{CT} [mAs]	Filter	Rückprojektion Faltungskern (FBP-Kernel)	Schätzer Fettanteil z^*	Schätzer ESNR τ^*	Schätzer E_F^* [HU]	Schätzer E_M^* [HU]
140	350	Body large	Edge	0,86	19,35	-42	5
140	350	Body large	Standard	0,76	72,79	-51	10
140	350	Head small	Edge	0,94	19,35	-47	11
140	350	Head small	Standard	0,83	743,92	-62	39
120	347	Head small	Edge	0,95	197,21	-60	11
120	347	Head small	Standard	0,80	742,56	- 69	45

Es wurde geprüft in wie weit die von CFES geschätzten CT-Zahl-Maxima E_F^* , E_M^* den erwartenden Maxima E_F^+ , E_M^+ der „idealen“ CT-Werte im jeweiligen Slice entsprechen. Ausgehend von einer spezifischen Dichte von $0,93 \text{ g/cm}^3$ für Fett und $1,05 \text{ g/cm}^3$ für Muskel korrespondieren laut Fullerton (1980) bei der höchsten in der Tabelle II aufgeführten kinetischen Energie $E_{KIN} = 79 \text{ kVp}$ (d.h. bei einer Röhrenspannung von $U = 79 \text{ kVp}$) dazu die „idealen“ CT-Werte von $E_F^+ = -94 \text{ HU}$ für Fett und $E_M^+ = +56 \text{ HU}$ für Muskel. Aus Tabelle II in (Fullerton, 1980) ergeben sich außerdem für $E_{KIN} = 72 \text{ kVp}$: $E_F^+ = -101 \text{ HU}$, $E_M^+ = 57 \text{ HU}$; für $E_{KIN} = 62 \text{ kVp}$: $E_F^+ = -114 \text{ HU}$, $E_M^+ = 59 \text{ HU}$. Die so demonstrierte Abnahme der idealen CT-Zahlen E_F^+ , E_M^+ mit steigender Röhrenspannung U, welche ihrerseits proportional der kinetischen Energie E_{KIN} eines hypothetischen Elektrons in einem Spannungsgefälle U ist, macht die CFES-geschätzten Werte von $E_F^* = -69 \text{ HU}$ und $E_M^* = 45 \text{ HU}$ bei einer Röhrenspannung von $U = 120 \text{ kVp}$ entsprechend $E_{KIN} = 120 \text{ kVp}$ wahrscheinlich: Durch eine lineare Regression an den Werten von Fullerton erhält man für $U = 120 \text{ kVp}$ Prädiktoren $E_F^{++} = -61,9 \text{ HU}$ und $E_M^{++} = 66,3 \text{ HU}$ (Fullerton, 1980).

Die durchgeführten Rechnungen sind daher als Abschätzungen zu verstehen. Neben der Röhrenspannung unterliegt die Berechnung der CT-Zahlen weiteren Einflussgrößen wie dem Faltungskern, der Vorfilterung und dem Detektortyp. Diese Spezifikationen sind in Fullerton (1980) nicht näher ausgeführt.

Der bereits in 4.3.3 eingeführte Parameter τ dient der a posteriori quantitativen Bewertung der ‚Trennbarkeit‘ der Grauwertverteilungen f_F und f_M . Je höher der τ -Wert, desto besser die ‚Trennbarkeit‘ im Sinne des Abstandes der Verteilungsmaxima und der ‚Konzentriertheit‘ der Verteilungen f_F und f_M um ihren jeweiligen Erwartungswert E_F und E_M . Als ex post Qualitätsmerkmal hängt der τ - Wert sowohl vom bearbeiteten CT-Slice als auch von der Steuerungsgröße α des CFES-Algorithmus ab. Wie in Tabelle 31 für das Dreikomponentenphantom ersichtlich, hat vorrangig der Faltungskern der Rückprojektion Auswirkungen auf den τ -Wert. Im Rahmen der CT-Parametervariation in Tabelle 31 war der Schätzwert $\tau^* = 743,92$ bei CT-Geräteeinstellung von $U = 140$ kVp, $Q_{CT} = 350$ mAs mit „Head small“ Filter und dem „Standard“ Faltungskern 38-mal höher als bei der ungünstigsten Einstellung. Der Wert $\tau^* = 742,56$ für die CT-Geräteeinstellungen $U = 120$ kVp, $Q_{CT} = 347$ mAs, „Head small“ Filter und „Standard“ Faltungskern, bei denen der optimale z^* -Wert $z^* = 0,8$ erzielt wurde, liegt auf praktisch gleicher Höhe mit dem τ^* -Maximum.

Als dritte Bewertungsgrundlage der CT-Geräteeinstellungen wurde eine anatomische Beurteilung mit a priori Kenntnis des abgebildeten Objekts und seiner Bestandteile vorgenommen. Eine Bewertungsmaßzahl $D(\Omega, W(\Omega)^*)$ wurde hierbei gewonnen, indem für einen CT-Scan Ω die in 4.3.3 definierte Einzel-Slice Bewertung $d(\omega, W^*(\omega))$ über den gesamten CT-Scan Ω gemittelt wurde. Tabelle 32 zeigt die Ergebnisse für $D(\Omega, W(\Omega)^*)$ der untersuchten CT-Einstellungen.

Tabelle 32 - Übersicht am Dreikomponentenphantom getesteter CT-Parameter und der Bewertungsmaßzahl $D(\Omega, W(\Omega)^*)$ mit Angabe des relativen Fehlers bei der CFES-Quasisegmentierung

Röhrenspannung U [kVp]	Röhrenstrom Q_{CT} [mAs]	Filter	Rückprojektion Faltungskern (FBP-Kernel)	CFES-Quasisegmentierung Bewertungsmaßzahl $D(\Omega, W(\Omega)^*)$; [1], [%]
140	350	Body large	Standard	$18/486 = 3,70$ %
140	350	Head small	Edge	$56/486 = 11,52$ %
140	350	Head small	Standard	$6/486 = 1,23$ %
120	347	Head small	Standard	$7/486 = 1,44$ %

Vom Beobachter wurde mit der Vergabe des Wertes $d(\omega, W(\omega)^*)$ dokumentiert, für wie genau er die Quasi-Segmentierung $W(\omega)^*$ des CT-Slices ω hielt. Wie in Abbildung 39 ersichtlich, ist der für die Darstellung von Knochen besonders geeignete Faltungskern „Edge“ (sog. Knochenfenster), für die Fett- und Muskelgewebstrennung mit entsprechenden Gewebeäquivalenten am Dreikomponentenphantom eindeutig ungeeignet. Dieser optische

Eindruck wird durch die Ergebnisse der τ -Schätzung in Tabelle 31 und durch die Werte $D^* := D(\Omega, W(\Omega)^*)$ in Tabelle 33 und Tabelle 32 bestätigt.

Die weiteren Auswertungen beschränken sich daher auf den Faltungskern „Standard“, der auch als „Weichteilfenster“ bezeichnet wird.

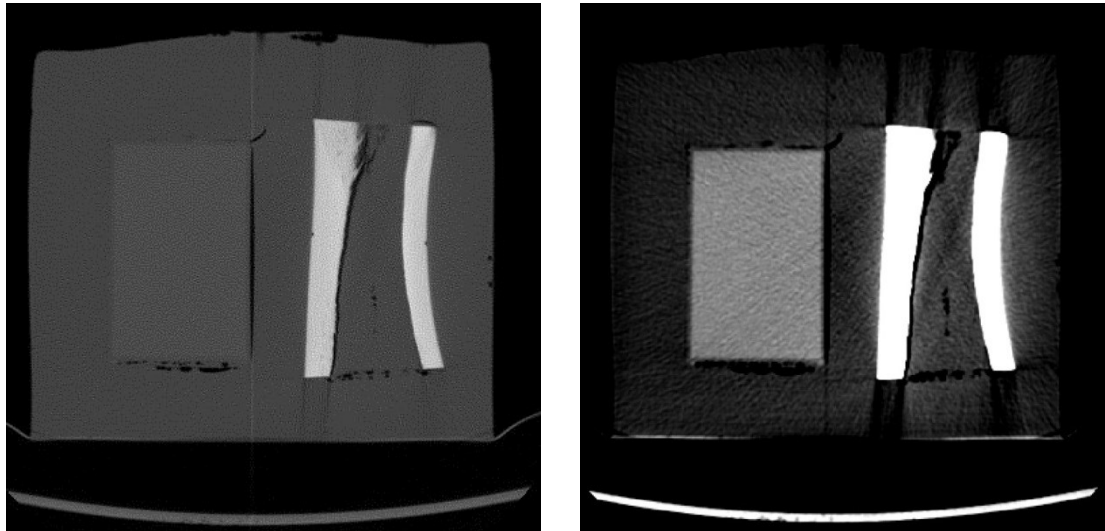


Abbildung 39 - Links: Schnittbild 250 Phantom: U = 140 kVp mit Faltungskern „Edge“ (Knochenfenster); rechts: Schnittbild 250 Phantom: U = 120 kVp mit „Standard“ Faltungskern (Weichteilfenster). Offensichtlich ist der stark verbesserte Kontrast zwischen den Komponenten F und M beim Übergang vom „Edge“- zum „Standard“-Faltungskern.

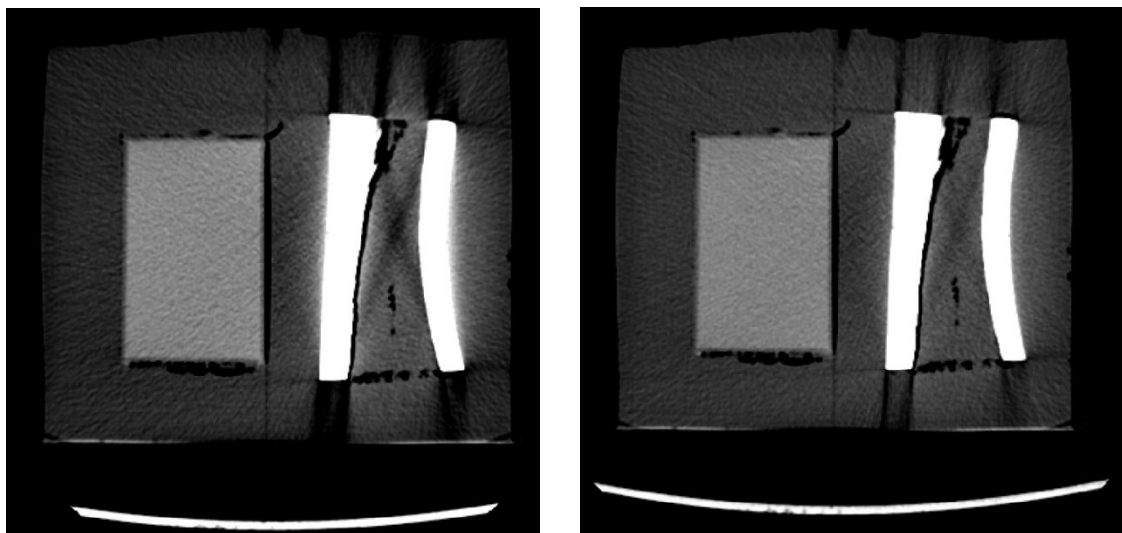


Abbildung 40 - links: Schnittbild 250 Phantom: U = 140 kVp mit „Standard“ Faltungskern (Weichteilfenster) und „Body-large“ Filter; rechts: Schnittbild 250 Phantom: U = 140 kVp mit „Standard“ Faltungskern (Weichteilfenster) und „Head“ Filter

Betrachtet man Abbildung 40, erkennt man - bei gleicher Fensterung der Grauwertskala wie in Abbildung 39 rechts - einen leicht verbesserten Kontrast im Bild mit der Einstellung U =

140 kVp mit „Head“ Filter gegenüber der Einstellung $U = 140$ kVp mit „Body“ Filter. Gleichzeitig erscheinen in dieser CT Einstellung mit dem „Head“-Filter die Auslöschungsartefakte oberhalb und unterhalb des Rinderknochens welche bei beiden Parametereinstellungen in Abbildung 40 auftreten, geringer ausgeprägt.

Die am Phantom ermittelten optimalen CT-Parameterwerte konnten durch die Analyse je eines Schnittbildes aus den CT-Scans $\Omega = \text{LFD } 8$ und $\Omega = \text{LFD } 32$ untermauert werden (siehe Tabelle 33). Während $\Omega = \text{LFD } 8$ einen geringen Bildkontrast und starke Artefakte aufweist, also eine insgesamt schlechte CT-Bildqualität zeigt, zeichnet sich $\Omega = \text{LFD } 32$ durch bessere Kontraste der Gewebe und weniger Artefakte aus (siehe Abbildung 41).

Tabelle 33 zeigt die Darstellung der Schätzwerte z^* und τ^* für CT-Slice $\omega = 307$ von $\Omega = \text{LFD } 8$ und von CT-Slice $\omega = 729$ von $\Omega = \text{LFD } 32$, um die Maximaldifferenz im CT-Qualitätsspektrum des Leichenkollektivs zu illustrieren. Aufgrund der unbekannten, genauen Anteile der Fett- und Muskelgewebekompartimente, unterblieb eine Bewertung des z^* -Wertes für die Wichtung beider Kompartimentanteile. Für den Schätzwert τ^* zeigt sich in Tabelle 33, an den zuvor am Phantom als optimal bzw. schlecht bewerteten CT-Einstellungen, eine hohe Differenz zu Gunsten der Einstellung $U=140$ kVp, $Q_{CT}=350$ mAs; Faltungskern „Standard“. In Bezug auf die Erwartungstreue der Schätzer E_F^* und E_M^* für die in Tabelle 33 beschriebenen Beispielschnittbilder ist gleichfalls eine starke Annäherung für $\omega = 729$ von $\Omega = \text{LFD } 32$ an die Prädiktoren $E_F^{++} = -61,9$ HU und $E_M^{++} = 66,3$ HU der CT-Wert Berechnung nach Fullerton erkennbar.

Tabelle 33 - CFES-Ergebnisse z^* , τ -Wert-Schätzers* und Erwartungswerte E_F^* , E_M^* für Fett- und Muskelmaxima im Grauerthistogramm mit CT-Einstellungen U , Q_{CT} , Filter und Faltungskern am Beispiel der Slices $\omega = 307$ von $\Omega = \text{LFD } 8$ und $\omega = 729$ von $\Omega = \text{LFD } 32$ für $\alpha = 1$.

Ω / ω	U [kVp]	Q_{CT} [mAs]	Filter	Faltungs- kern	z^*	τ^*	Fett- Maximum E_F^* [HU]	Muskel- Maximum E_M^* [HU]
LFD 8 / 307	129	116	Body large	Bone /Edge	0,21	47,50	-25	3
LFD 32 / 729	140	350	Body large	Standard	0,50	473,89	-93	40

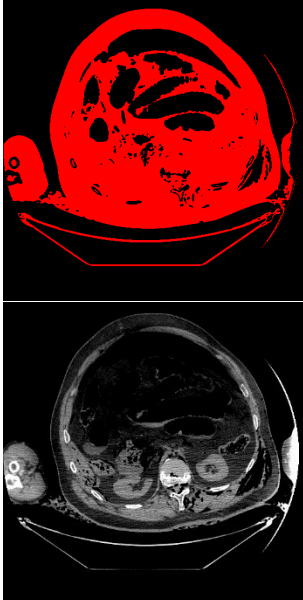
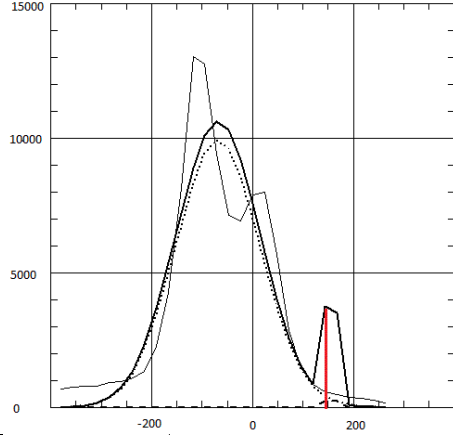

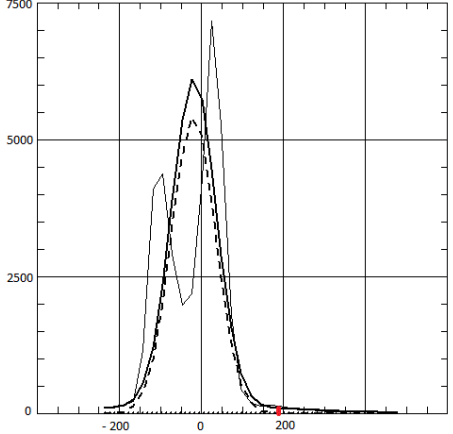
5.3.2 Ergebnisse der Quasi-Segmentierung mittels des CFES-Algorithmus

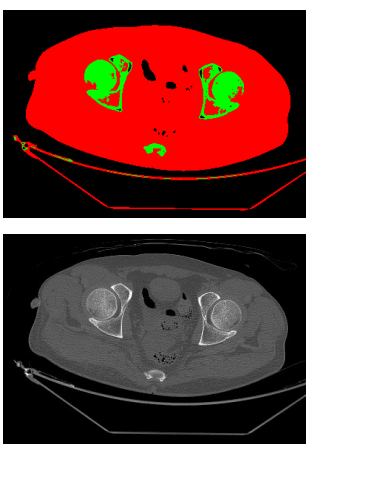
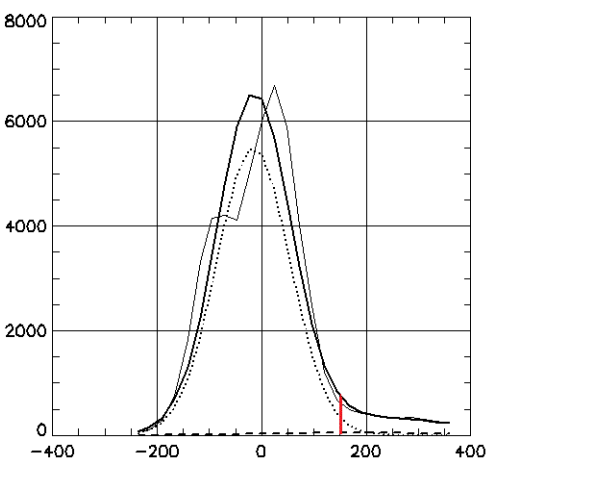
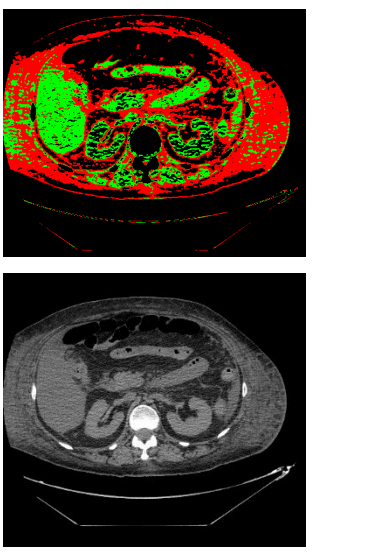
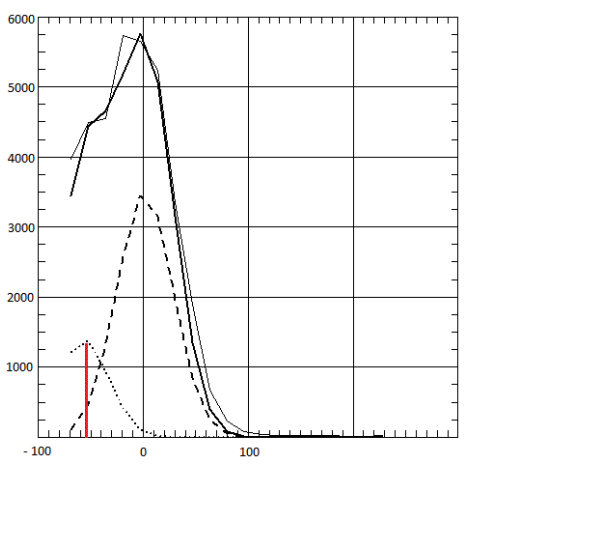
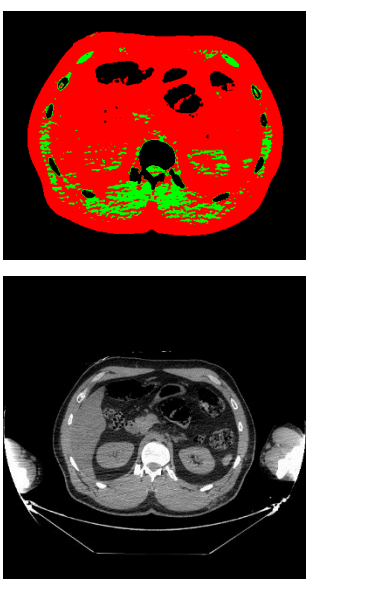
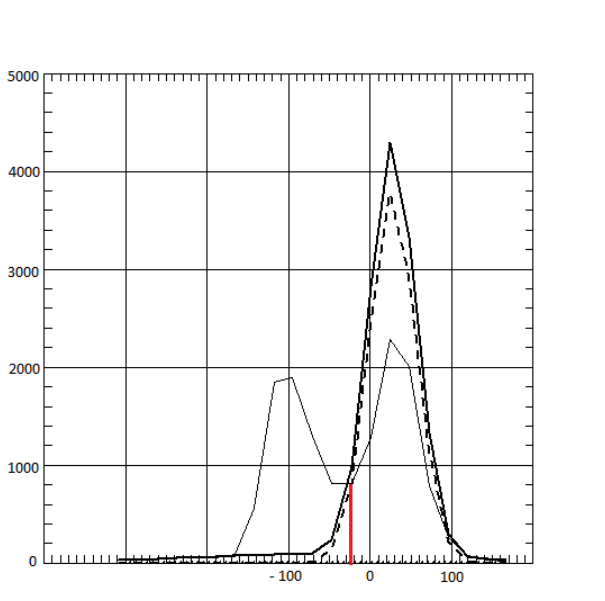
Für die Auswertung der CT-Abdomendaten aus dem Leichenkollektiv war von Interesse, inwieweit die unterschiedliche CT-Bildqualität sowie wechselnde Anteile von Fett- und Muskelgewebe die Segmentierungsqualität beeinflussen und in welchem Rahmen der Steuerungsparameter α und der Qualitätsparameter τ genutzt werden können, um die anatomische Qualität des Outputs und gleichfalls die Quasi-Segmentierung zu verbessern.

Die Prüfung der anatomischen Plausibilität jedes segmentierten Einzelschnittbildes ω (siehe 4.3.3) ergab unterschiedliche Fehleranzahlen und Fehlerarten in den segmentierten Abdomenmasken. Die Fehlertypen wurden in Tabelle 34 wie folgt unterteilt:

- Fehlertyp 1: „Fettüberhang“: F, M, K als F detektiert.
- Fehlertyp 2: „Muskelüberhang“: F, M, K als M detektiert.
- Fehlertyp 3: „Knochen als Muskel“: F, M als F detektiert. K als M detektiert.
- Fehlertyp 4: „Auslöschung“: anatomisch definierte Gewebebereiche F, M oder K werden nicht detektiert und als Leerraum (Luft äquivalente Dichte) dargestellt.
- Fehlertyp 5: „Artefakt“: Artefakteinflüsse stören Quasi-Segmentierung.

Tabelle 34 - Fehlertypen für den anatomisch-qualitativen Bewertungsansatz der CFES-Quasi-Segmentierung (grün = Muskel; rot = Fett). Quasi-Segmentierungsergebnis $W_a(\omega)^*$ links, Histogramm $H(\omega)$ rechts. Im Histogramm: Grau: Gemessene Kurve $H(\omega)$, schwarz durchgezogen-dick: Schätzung $H(\Theta^*)$, gepunktet: Partialhistogramm Fett $H_F(\Theta^*)$, gestrichelt: Partialhistogramm Muskel $H_M(\Theta^*)$, rot: Schwellenwert t_{FM} der Quasi-Segmentierung

	CFES-Quasi-Segmentierung $W_a(\omega)^*$	Histogramm $H(\omega)$ Schwellenwert t_{FM} , x: HU Wert, y: Pixelzahl
<p>Fehlertyp 1 „Fettüberhang“</p> <p>$\omega = 586$ von $\Omega = \text{LFD } 35$, $t_{FM} = 148$ HU, $\alpha = -3$</p>		
<p>Fehlertyp 2 „Muskelüberhang“</p> <p>$\omega = 14$ von $\Omega = \text{LFD } 17$, $t_{FM} = -189$ HU, $\alpha = -3$</p>		

<p>Fehlertyp 3 „Knochen als Muskel“</p> <p>$\omega = 10$ von $\Omega =$ LFD 14, $t_{FM} = 156$ HU, $\alpha = -2$;</p>		
<p>Fehlertyp 4 „Auslöschung“</p> <p>$\omega = 728$ von $\Omega =$ LFD 27, $t_{FM} = -54$ HU, $\alpha = +1$</p>		
<p>Fehlertyp 5 „Artefaktfehler“</p> <p>$\omega = 33$ von $\Omega =$ LFD 17 $t_{FM} = 25$ HU, $\alpha = -3$</p>		

Das Segmentierungsergebnis $W(\Omega)^*$ eines CT-Scans Ω eines Objektes O wurde nur dann nach folgendem anatomischen Kriterium (AK) als qualitativ gut und vertrauenswürdig eingestuft, wenn weniger als 5% der Quasi-Segmentierungen $W(\omega)^*$ der prozessierten CT-Slices ω aus Ω einen augenscheinlichen Fehler beinhalteten:

$$(AK) \quad D(\Omega, W(\Omega)^*) < 0.05 \quad (5.3.2.1)$$

Der Index α wird bei dem Prozess des Fehlerzählens verwendet, um anzuzeigen, welcher Wichtungsexponent α für die CFES-Prozessierung des CT-Scans Ω verwendet wurde. So wird die Fehlerrate der Quasi-Segmentierung $W_\alpha(\Omega)^*$ dann mit $D(\Omega, W_\alpha(\Omega)^*)$ bezeichnet. Die entsprechende Schrankenbedingung für die Fehlerrate $D(\Omega, W_\alpha(\Omega)^*)$ heißt dann $(AK\alpha)$. Werden lediglich Fehler eines bestimmten Fehlertypus i aus $\{1,2,3,4,5\}$ gezählt, so wird diese Spezifizierung durch einen Index i an dem Symbol $D_i(\Omega, W(\Omega)^*)$ vermerkt.

Tabelle 35 zeigt eine Übersicht der Abdomen-Scans Ω , welche nach dem anatomischen Kriterium (AK1) unter 5% Fehler beinhalten. Tabelle 35 wurde unabhängig von den bei dem Vergleich der anthropometrischen Messmethoden verwendeten Ausschlusskriterien erstellt. Tabelle 56 im Anhang zeigt unter Angabe der relativen Fehlerrate $D(\Omega, W(\Omega)^*)$ alle 32 der CFES-Quasi-Segmentierung unterzogenen CT-Abdomen die Schranke für AK1.

Tabelle 35 - Fälle, die vom Kriterium (AK1) ($\alpha = 1$) bei der CFES-Quasi-Segmentierung des Abdomens nicht ausgeschlossen wurden, $N = 23$ (Siehe ergänzend Tabelle 56)

Bei Anwendung von $(AK\alpha)$ mit $\alpha = 1$ für CFES-Quasi-Segmentierung eingeschlossene Fälle
LFD1, LFD2, LFD3, LFD5, LFD6, LFD7, LFD9, LFD10, LFD12, LFD17, LFD18, LFD20, LFD22, LFD23, LFD24, LFD26, LFD28, LFD30, LFD31, LFD32, LFD33, LFD34, LFD35

Um eine von dem jeweiligen CT-Scan Ω unabhängige Aussage über die Fehlerhäufigkeit der CFES-Quasi-Segmentierung in Abhängigkeit vom Wert des Wichtungsexponenten α zu erhalten, wurde die CT-Scan-spezifische Fehlerrate $D(\Omega, W_\alpha(\Omega)^*)$ über alle $N = 32$ CT-Scans Ω des Samples gemittelt (siehe Tabelle 56).

Der Schätzer $E_{i,\alpha}^*$ der erwarteten Fehlerhäufigkeit $E_{i,\alpha}$ des Fehlers vom Typ i bei einem Wert α des Wichtungsexponenten ist definiert als:

$$E_{i,\alpha} := \mu_\Omega(D_i(\Omega, W_\alpha(\Omega)^*)) \quad (5.3.2.2)$$

$$E_{i,\alpha}^* := \frac{1}{N} \cdot \sum_\Omega D_i(\Omega, W_\alpha(\Omega)^*) \quad (5.3.2.3)$$

Die Größe $E_{i,\alpha}$ wird im Folgenden auch erwartete spezifische Fehlerrate genannt. Der Schätzer E_α^* der erwarteten Gesamtfehlerhäufigkeit E_α für den Parameterwert α ergibt sich damit als:

$$E_\alpha := \mu_\Omega(D(\Omega, W_\alpha(\Omega)^*)) \quad (5.3.2.4)$$

$$E_\alpha^* := \frac{1}{N} \cdot \sum_\Omega D(\Omega, W_\alpha(\Omega)^*) = \sum_{i=1, \dots, 5} E_{i,\alpha}^* \quad (5.3.2.5)$$

Die absolute Fehlerzahl $F_{i,\alpha}$ des Fehlers vom Typ i bei Verwendung des Parameterwertes α für die Quasi-Segmentierung erhält man durch:

$$F_{\alpha,i} := \sum_\Omega \sum_{\omega \in \Omega} d_i(\omega, W_\alpha(\omega)^*) \quad (5.3.2.6)$$

und die absolute Gesamtfehleranzahl bei Verwendung des Parameterwertes α für die Quasi-Segmentierung ist dann:

$$F_\alpha := \sum_\Omega \sum_{\omega \in \Omega} d(\omega, W_\alpha(\omega)^*) \quad (5.3.2.7)$$

Das Symbol $R(\alpha)$ bezeichnet den Anteil aller Fehler die bei Verwendung des Parameterwertes α für die Quasi-Segmentierung auftreten, an der Summe aller Fehler, die mit irgendeinem von allen verwendeten Parameterwerten für α auftraten:

$$R(\alpha) := F_\alpha / \sum_{\beta=-3, \dots, 3} F_\beta \quad (5.3.2.8)$$

Während E_α^* für kleine α extrem hohe Werte annimmt, sind die Werte ab $\alpha = 0$ nahezu konstant bei $E_\alpha^* = \text{ca. } 3\%$ (siehe Tabelle 54 (Anhang)). In Tabelle 56 (Anhang) wird die Erfüllung des Kriteriums (AK α) in Abhängigkeit von dem jeweiligen CT-Scan Ω für den im Falle der Abdomen bezüglich E_α^* optimalen Wichtungsexponenten $\alpha = 1$ dargestellt.

In Tabelle 55 (Anhang) sind für einige Schnittbilder des Dreikomponentenphantoms die Fehlertypen 1-5 für den in Hubig et al. (2018b) und Tabelle 38 ermittelten, für das Dreikomponentenphantom optimalen, α -Wert von -2 und für $\alpha = 1$ dargestellt.

Für die Abdomen wurde zur beispielhaften Darstellung der potentiellen Fehlerspannen des τ -Wertes bei Variation von α im Bereich $-3 \leq \alpha \leq 3$ das Paar der CT-Scans $\Omega = \text{LFD } 8$ und $\Omega = \text{LFD } 32$ ausgewählt (siehe Abbildung 48). Die CFES-Quasi-Segmentierung von $\Omega = \text{LFD } 8$ erbrachte Ergebnisse von besonders geringer anatomischer Qualität, während die Resultate der CFES-Quasi-Segmentierung von LFD-32 weitgehend anatomisch plausibel erscheinen (siehe Abbildung 41).

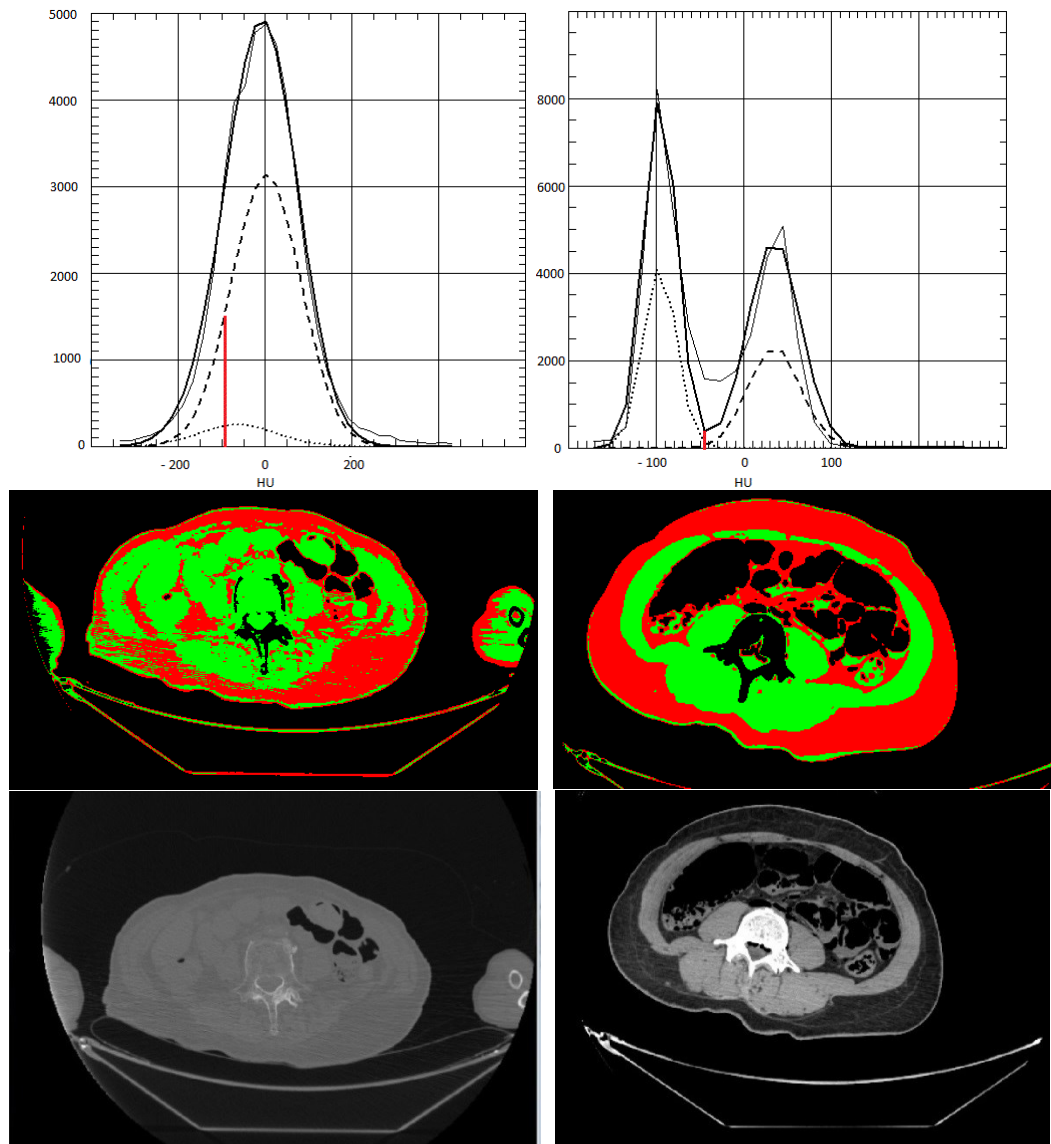


Abbildung 41 - Unveränderte CT - Schnittbilder ω von $\Omega = \text{LFD } 8$ (links) und $\Omega = \text{LFD } 32$ (rechts) in der unteren Bildreihe, mittlere Bildreihe Quasi-Segmentierung $W_\alpha(\omega)^*$ und obere Bildreihe Histogramm $H(\omega)$ mit Kennzeichnung des Schwellenwertes t_{FM} (rot)

Der Wichtungsexponent α beeinflusst die Funktion des CFES-Algorithmus als Parameter der gewichteten Fehlerquadratsumme S_α . Hierdurch werden die Schätzwerte τ^* und z^* für das Separierbarkeitsmaß τ und den Fettanteil z des Grauwert-Histogramms $H(\omega)$ von α abhängig (für z -Wert: Abbildung 49).

Abbildung 42 stellt die globale anatomische Fehlerrate F_α in Abhängigkeit von α dar. Die meisten anatomischen Fehler entfallen auf die Werte $\alpha = -3$ mit $F_\alpha > 50\%$ und $\alpha = -2$ mit $F_\alpha = \text{ca. } 30\%$ des Wichtungsexponenten α . Ferner scheint kein großer Unterschied zwischen den globalen anatomischen Fehlerraten F_α der restlichen Parameterwerte $\alpha = -1, 0, 1, 2, 3$ zu bestehen.

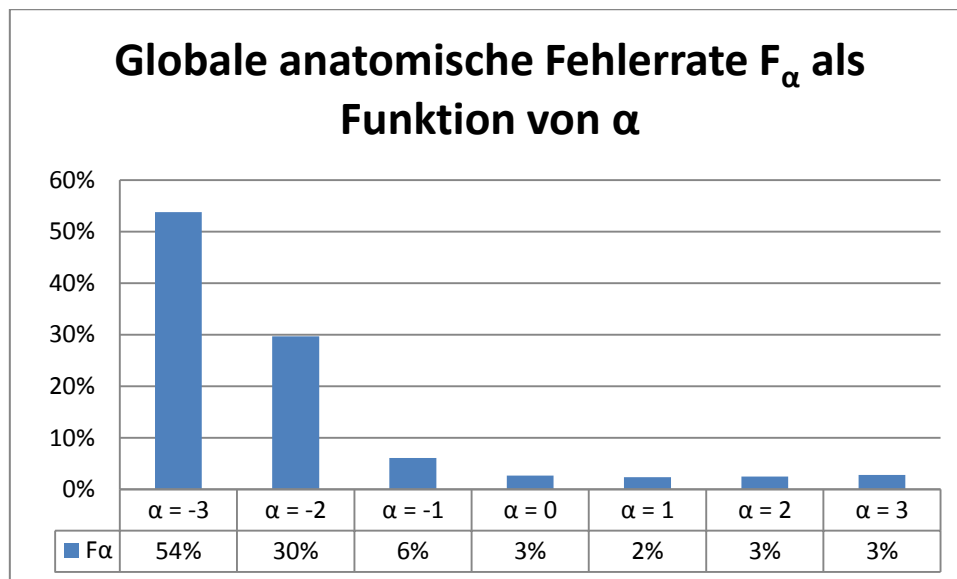


Abbildung 42 - Globale anatomische Fehlerrate F_α nach Quasi-Segmentierung für $\alpha = -3, -2, -1, 0, 1, 2, 3$ über dem gesamten Leichenkollektiv mit $N = 32$

Abbildung 43 verfeinert die Darstellung durch die Differenzierung nach dem Fehlertypus i . Sie zeigt die spezifische globale anatomische Fehlerrate $F_{\alpha,i}$ als Funktion des Wichtungsexponenten α und des Fehlertyps i . Für $\alpha = -3$ zeigte sich eine nahezu gleichverteilte Anzahl von Fehlern aller unterschiedlichen Typen $i = 1, \dots, 5$. Bei $\alpha = -2$ sind „Fettüberhang“ = Typ 1 und „Knochen als Muskel“ = Typ 3 die häufigsten Fehlertypen. Für $\alpha = -1$ trat „Fettüberhang“ = Typ 1 deutlich häufiger auf als alle anderen Fehler. Durch $\alpha > 0$ konnte eine falsche Segmentierung „Knochen als Muskel“ = Typ 3 verhindert werden.

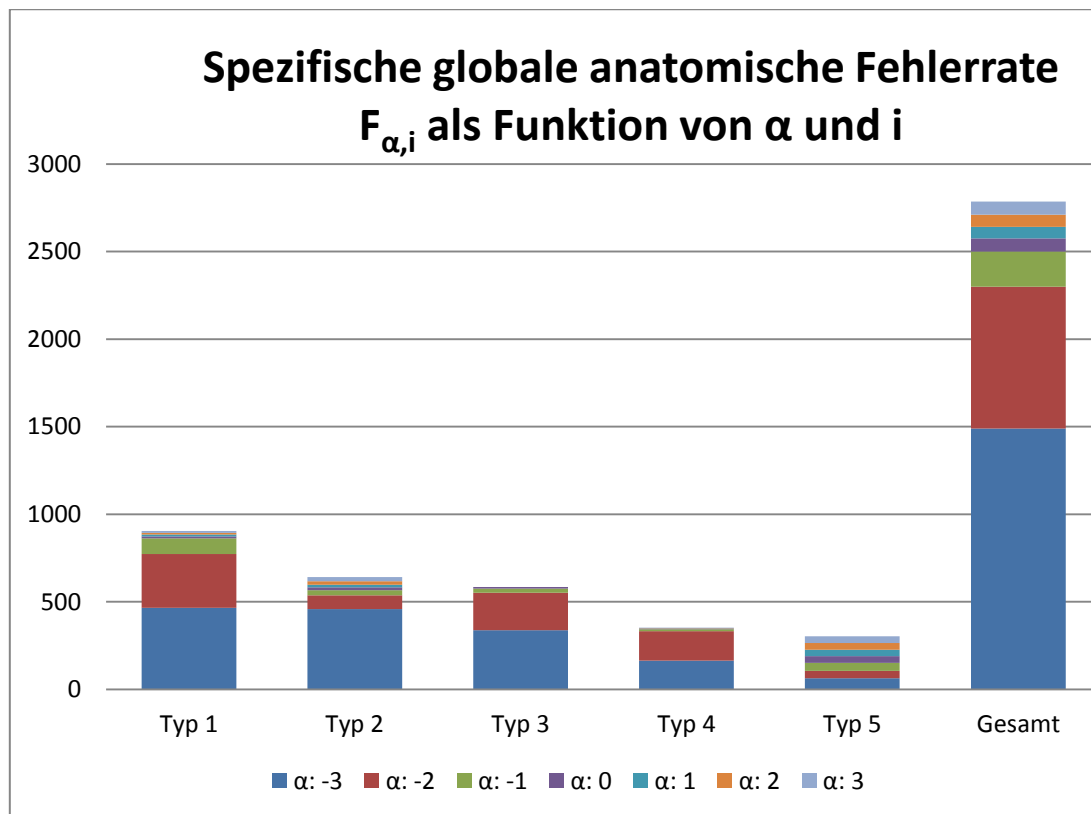


Abbildung 43 - Spezifische globale anatomische Fehlerrate $F_{\alpha,i}$ für $-3 \leq \alpha \leq 3$ und für i aus $\{1,2,3,4,5\}$ über dem gesamten Leichenkollektiv mit $N = 32$

In Abbildung 44 wird die spezifische Fehlerrate $D_i(\Omega, W_\alpha(\Omega)^*)$ in Abhängigkeit vom Wichtungsexponenten α und vom Fehlertypus i beispielhaft für den CT-Scan $\Omega = \text{LFD } 8$ gezeigt.

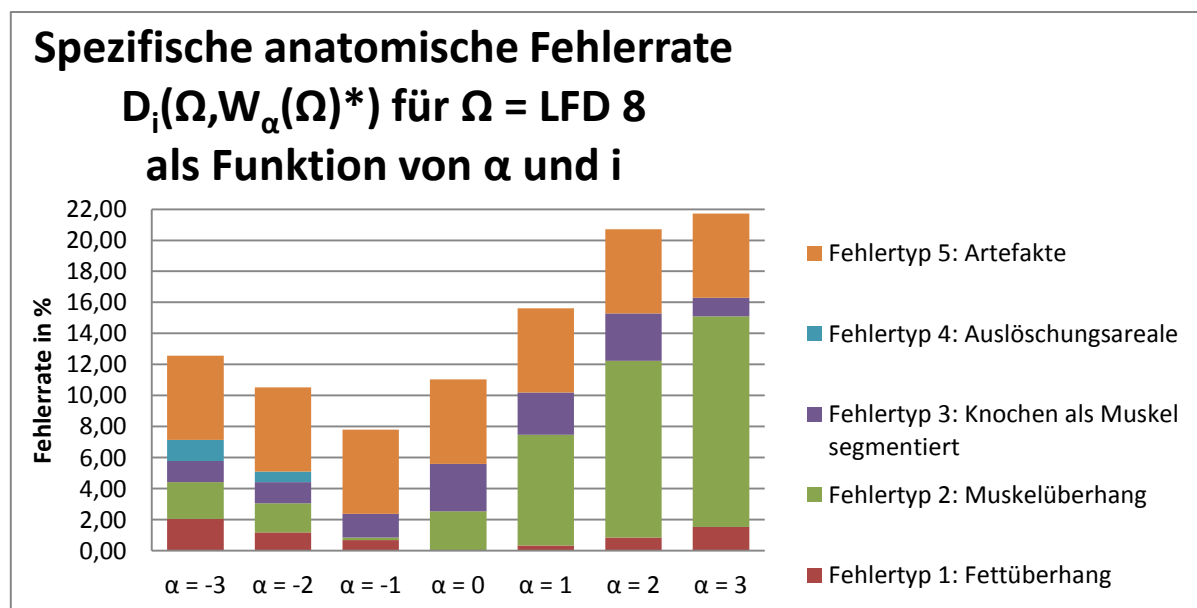


Abbildung 44 - Histogramm: Spezifische Fehlerraten $D_i(\Omega, W_\alpha(\Omega)^*)$ für $\Omega = \text{LFD } 8$ in Abhängigkeit von α

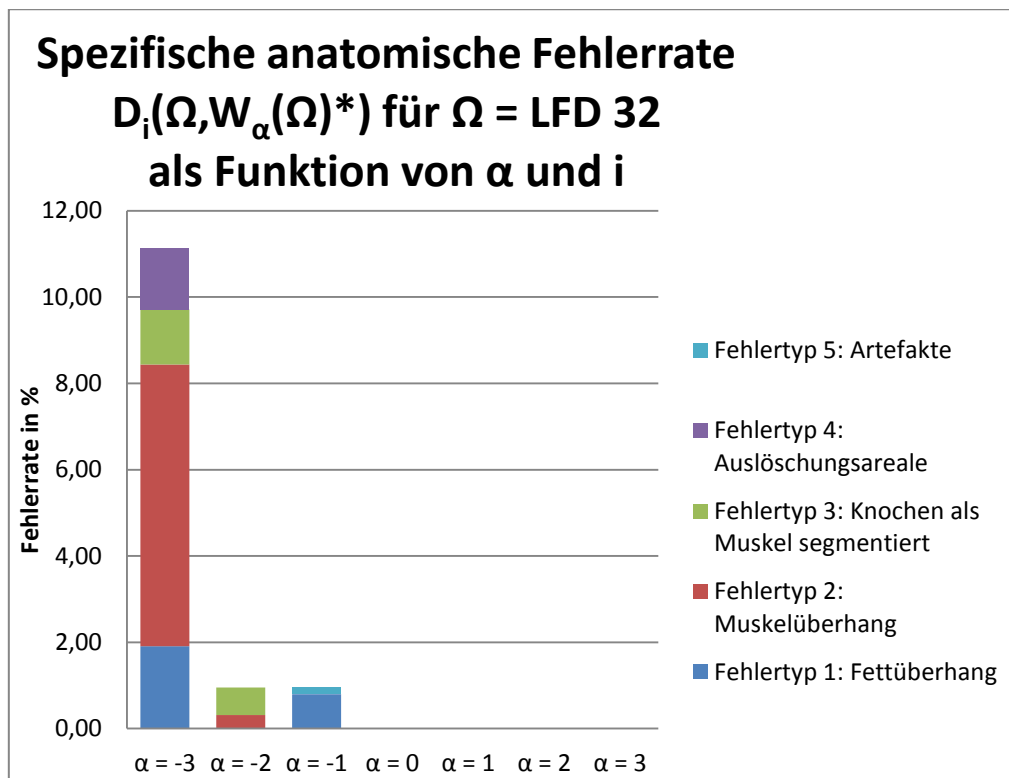


Abbildung 45 - Spezifische anatomische Fehlerraten $D_i(\Omega, W_\alpha(\Omega)^*)$ für $\Omega = \text{LFD 32}$ in Abhängigkeit von α und vom Fehlertyp i

Abbildung 44 und Abbildung 45 geben für die CT-Scans $\Omega = \text{LFD 8}$ und $\Omega = \text{LFD 32}$ einen beispielhaften Einblick, wie stark die Häufigkeiten der Fehlertypen $i = 1, \dots, 5$ für jeweils gleiche Werte des Wichtungsexponenten α zwischen den CT's verschiedener Leichen oder mit verschiedenen CT-Parameter-Werten variieren können. Bei den qualitativ schlechteren CT Schnittbildern von $\Omega = \text{LFD 8}$ ist entgegen dem allgemeinen Fehlerverteilungsmuster in Abbildung 43 der positive α -Bereich besonders fehlerbehaftet und zeigt den fast verschwindenden F-M-Kontrast in $\Omega = \text{LFD 8}$ im Vergleich zu $\Omega = \text{LFD 32}$. Der geringe FM-Kontrast ist die Ursache für stark überlappende Kurven f_M und f_F in den Histogrammen $H_\alpha(\omega)$. Wegen des Effektes (AL) ergeben sich bei Änderung von α starke Auswirkungen auf die Parameter von f_F und f_M , woraus bei starker Überlappung der Kurven große Fehler in der Quasi-Segmentierung resultieren. Ferner ist ein hoher Anteil der Fehlern der Typen 1 = „Fettüberhang“ und 2 = „Muskelüberhang“ erkennbar, welcher im Durchschnitt aller Fälle Ω (siehe Abbildung 43) zumeist die negativen α -Werte betraf. Fehler vom Typ 5 = „Artefakt“ zeigen sich in $\Omega = \text{LFD 8}$ unabhängig von α (siehe

Abbildung 44). Die spezifischen Fehlerraten $D_i(\Omega, W_\alpha(\Omega)^*)$ der qualitativ guten CT-Schnittbilder des CT-Scans $\Omega = \text{LFD 32}$ in Abbildung 45 zeigen einen starken Trend mit steigenden Werten von α abzunehmen an, der mit der entsprechenden Tendenz der spezifischen globalen anatomischen Fehlerraten $F_{\alpha,i}$ aus Abbildung 43 übereinstimmt. Bei $\Omega = \text{LFD 32}$ in Abbildung 45 sticht der Balken $\alpha = -3$ mit einer insgesamt und speziell für Fehler vom Typ 2 = „Muskelüberhang“ sehr hohen Fehlerrate $D_i(\Omega, W_\alpha(\Omega)^*)$ heraus.

Als eine ausschließlich vom Grauerthistogramm $H(\omega)$ des einzelnen CT-Slices ω abhängende Größe ist die Separierbarkeit $\tau(\omega)$ zunächst vom Steuerparameter α des Quantifizierungs- und Quasi-Segmentierungsalgorithmus CFES unabhängig. Da der wahre Wert $\tau(\omega)^+$ jedoch unbekannt ist, wird hier stets der Schätzwert $\tau(\omega)^*$ betrachtet, welcher von der Qualität des CFES-Ergebnisses und damit potentiell von α abhängt. Tabelle 36 stellt den Mittelwert $\mu_\omega(\tau(\omega)^*_\alpha)$ des Schätzers $\tau(\omega)^*_\alpha$ des τ -Wertes über alle CT-Slices ω eines CT-Scans Ω in Abhängigkeit des Wichtungsexponenten α dar.

Für Ω werden hierbei wieder der „worst case“ CT-Scan $\Omega = \text{LFD 8}$ und der „best case“ CT-Scan $\Omega = \text{LFD 32}$ gewählt. Die berechneten Werte $\mu_\omega(\tau(\omega)^*_\alpha)$ zeigen für beide ausgewählte Abdomen $\Omega = \text{LFD 8}$ und $\Omega = \text{LFD 32}$ die Tendenz, bei steigendem α anzusteigen. Dass der ideale Wert τ^+ nur von ω und nicht von α abhängt, belegt die Tatsache, dass für beliebige Parameterwerte α' und α'' des Parameters α die Ungleichung $\mu_\omega(\tau(\omega)^*_{\alpha'})_{\text{LFD8}} \leq \mu_\omega(\tau(\omega)^*_{\alpha''})_{\text{LFD32}}$ gilt. Für $\alpha = 3$ ist $\mu_\omega(\tau(\omega)^*_\alpha)$ jeweils am größten und erzielt somit mathematisch die beste Trennung der Grauwertverteilungen f_F und f_M .

Tabelle 36 - Mittelwert $\mu_\omega(\tau(\omega)^*_\alpha)$ der τ -Schätzer $\tau(\omega)^*_\alpha$ für alle Abdomenschnittbilder ω in $\Omega = \text{LFD 8}$ und $\Omega = \text{LFD 32}$

α	$\Omega = \text{LFD 8: } \mu_\omega(\tau(\omega)^*_\alpha)$	$\Omega = \text{LFD 32: } \mu_\omega(\tau(\omega)^*_\alpha)$
-3	19,09	167,16
-2	14,71	328,47
-1	23,28	392,24
0	70,23	403,41
1	92,22	416,38
2	125,43	428,21
3	137,48	437,20

Am gesamten Leichenkollektiv konnte eine große interindividuelle Schwankung der $\mu_\omega(\tau(\omega)^*_\alpha)$ - Werte festgestellt werden. Im Variogramm der Größe $\mu_\omega(\tau(\omega)^*_\alpha)$ in Abhängigkeit vom CT-Scan Ω in Abbildung 46 zeigt sich, dass für den überwiegenden Anteil der

Abdomen-CT-Scans Ω der mittlere Schätzer $\mu_{\omega}(\tau(\omega)^*_{\alpha})$ des τ -Wertes mit steigendem α zunimmt.

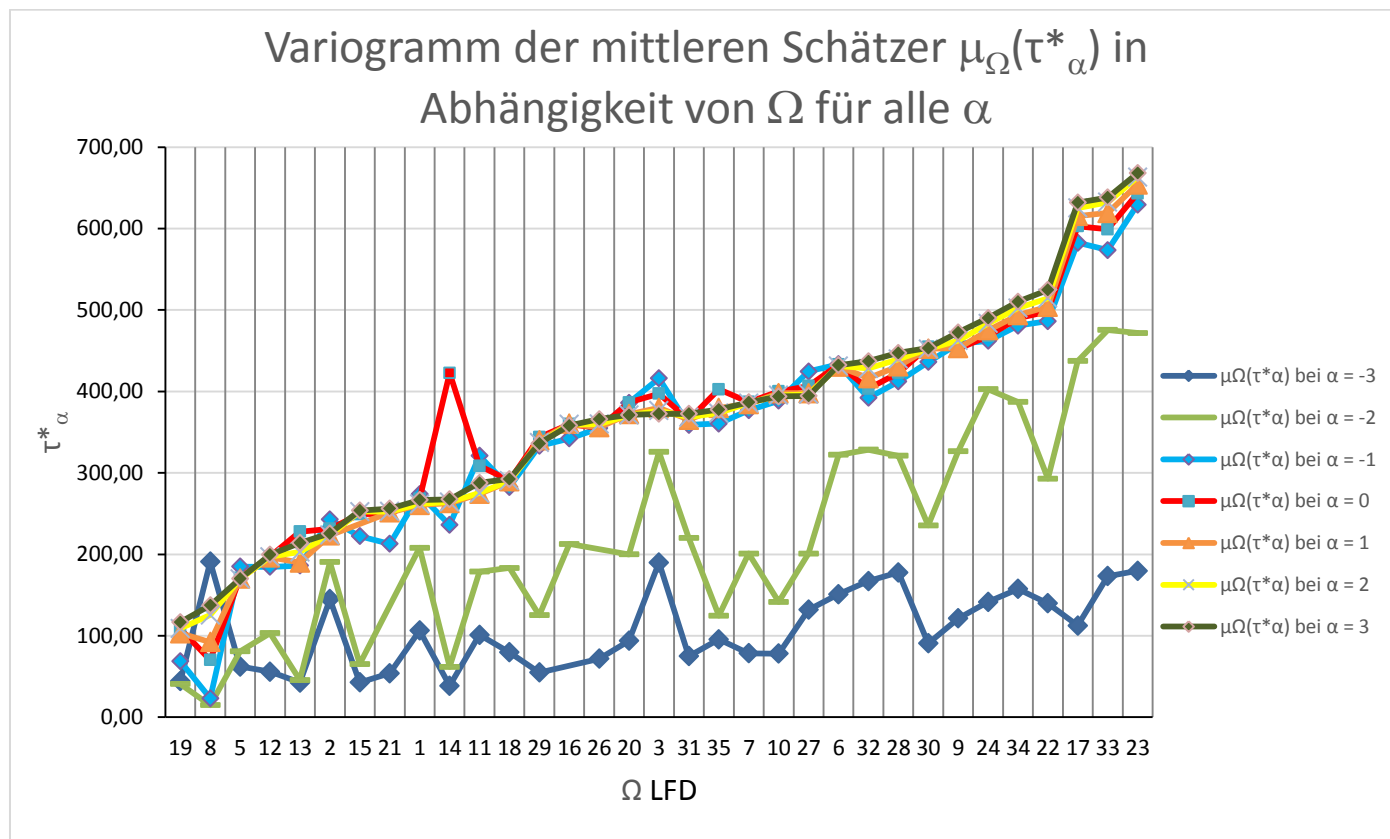


Abbildung 46 - Variogramm des mittleren Schätzers $\mu_{\omega}(\tau(\omega)^*_{\alpha})$ über dem Sample aller Abdomen Ω für alle α , Ordnungsparameterwert $\alpha=3$

Abbildung 47 zeigt die von CFES aus den Volumenschätzwerten V_{SF}^* und V_{VF}^* der Quasi-Segmentierung berechneten Schätzwerte m_{SF}^* und m_{VF}^* für SAT und VAT für $\Omega = \text{LFD } 8$ und $\Omega = \text{LFD } 32$. Die Variation von α in den beiden, in Bezug auf die CT-Schnittbildqualität unterschiedlichen Beispielfällen $\Omega = \text{LFD } 8$ und $\Omega = \text{LFD } 32$, führt zu einem unterschiedlichen Verlauf der Funktionsgraphen $m_{SF}(\Omega)^*_{\alpha}$ und $m_{VF}(\Omega)^*_{\alpha}$ in Abhängigkeit von α . Die qualitativ schlechteren CT-Schnittbilder von $\Omega = \text{LFD } 8$ zeigten sowohl für den SAT-Schätzer $m_{SF}(\Omega)^*_{\alpha}$ als auch für den VAT-Schätzer $m_{VF}(\Omega)^*_{\alpha}$ eine deutlich höhere Abhängigkeit von α als bei $\Omega = \text{LFD } 32$.

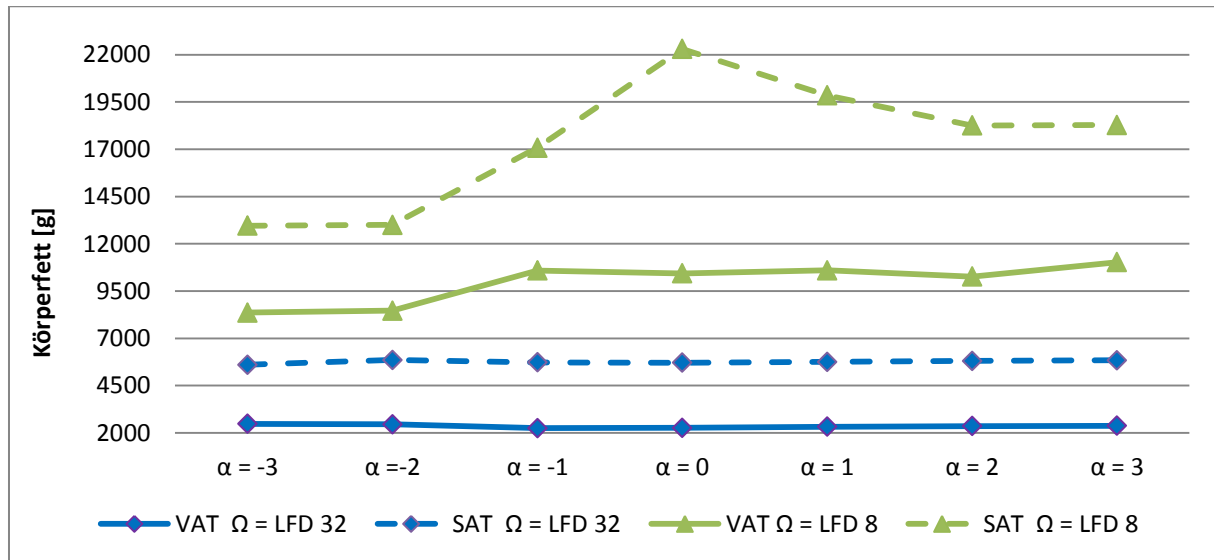


Abbildung 47 - Schätzer $m_{SF}(\Omega)^*_\alpha$, $m_{VF}(\Omega)^*_\alpha$ für SAT- und VAT-Massen für $-3 < \alpha < 3$ für $\Omega = \text{LFD } 8$ und $\Omega = \text{LFD } 32$

Zur beispielhaften Einzelfalldarstellung der Abhängigkeit des Fettanteilsschätzers $z(\omega)^*_\alpha$ und des Separierbarkeitsschätzers $\tau(\omega)^*_\alpha$ von dem Wichtungsexponenten α zeigt das Diagramm in Abbildung 48 jeweils für $\omega=307$ aus $\Omega=\text{LFD } 8$ und für $\omega=719$ aus $\Omega=\text{LFD } 32$ die Schätzer $\tau(\omega)^*_\alpha$ in Abhängigkeit von α , sowie das Diagramm in Abbildung 49 die Schätzer $z(\omega)^*_\alpha$ in Abhängigkeit von α .

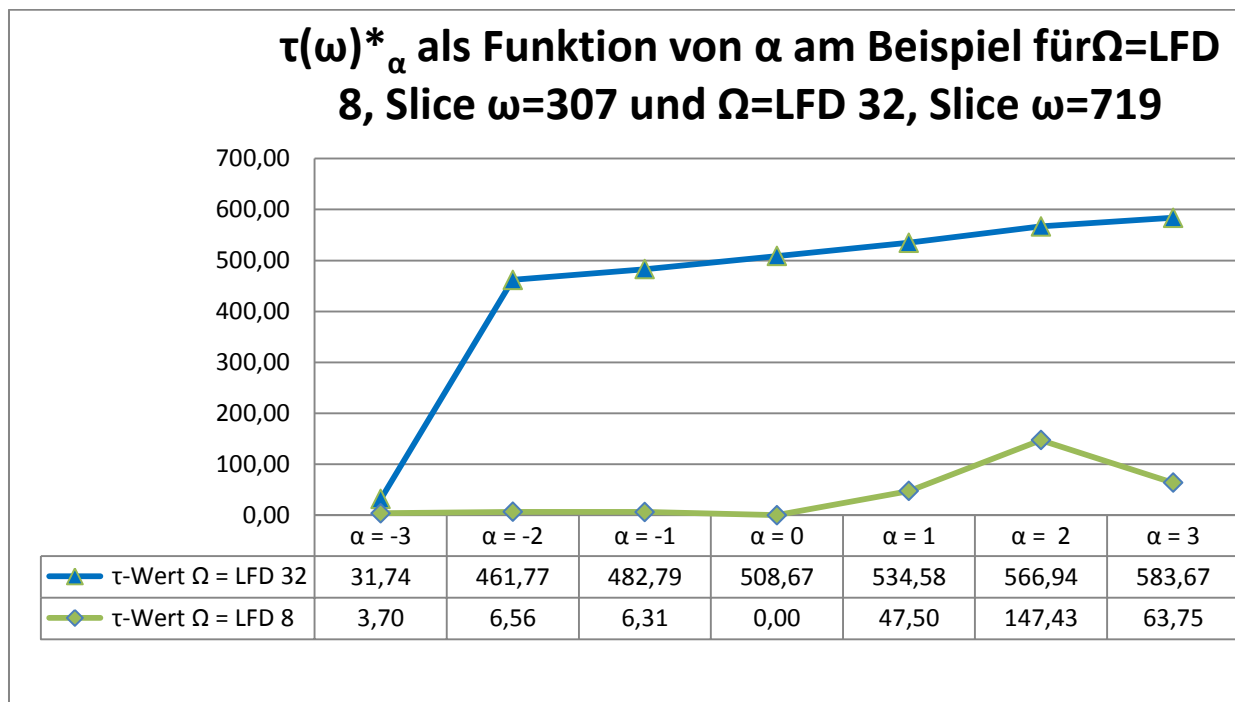


Abbildung 48 - Outputgröße $\tau(\omega)^*_\alpha$ des CFES-Algorithmus für $\Omega=\text{LFD } 8$, $\omega=307$ und $\Omega=\text{LFD } 32$, $\omega=719$ in Abhängigkeit des Parameterwertes α

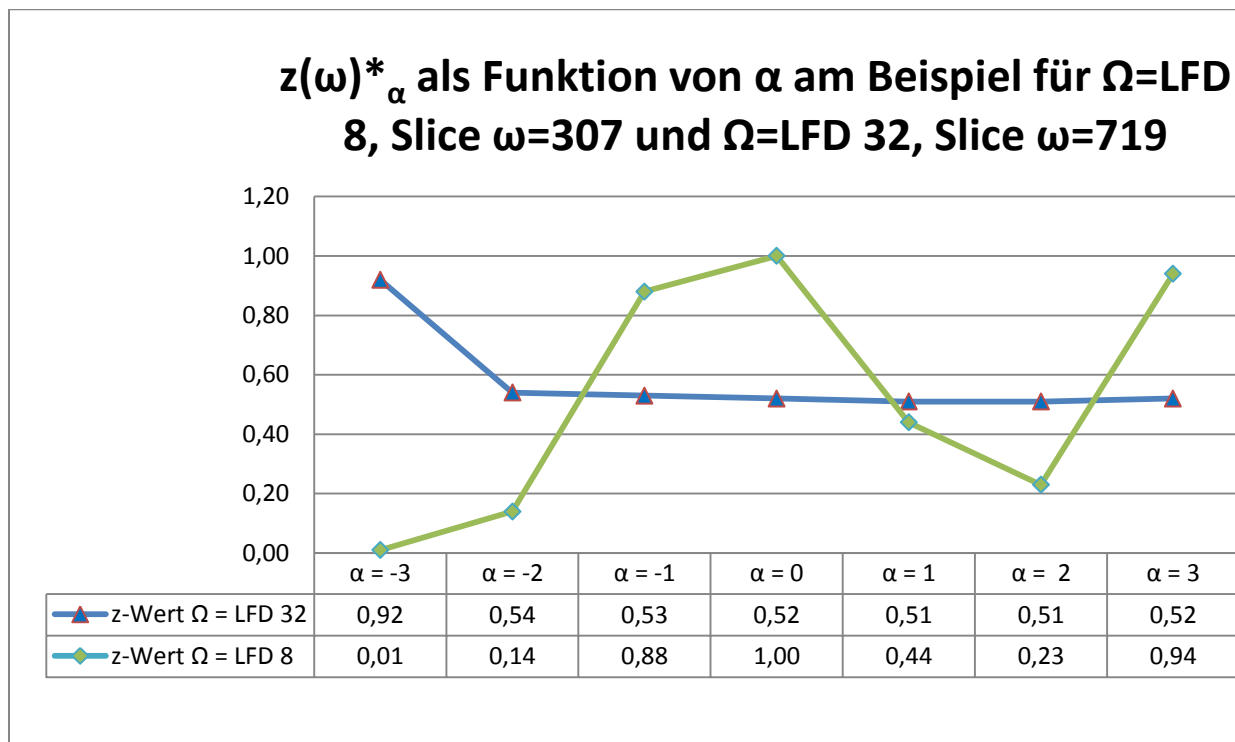


Abbildung 49 - Outputgröße $z(\omega)^*_\alpha$ des CFES-Algorithmus für Ω =LFD 8, ω =307 und Ω =LFD 32, ω =719 in Abhängigkeit des Parameterwertes α

Die Funktionsgraphen des $\tau(\omega)^*_\alpha$ – Wertes in Abhängigkeit von α in Abbildung 48 sind unterschiedlich für die beiden Abdomenschnittbilder: Während ω =719 aus Ω =LFD 32 einen monoton steigenden Graphen mit einem anfänglichen großen Schritt von $\tau(\omega)^*_{-3} = 31$ zu $\tau(\omega)^*_{-2} = 462$ und anschließend linearem Anstieg auf $\tau(\omega)^*_3 = 584$ zeigt, besitzt $\tau(\omega)^*_\alpha$ für ω =307 aus Ω =LFD 8 im betrachteten Intervall mindestens drei lokale Minima bei $\tau(\omega)^*_{-3} = 4$, $\tau(\omega)^*_0 = 0$, $\tau(\omega)^*_3 = 64$ und zwei lokale Maxima bei $\tau(\omega)^*_{-2} = 7$ und $\tau(\omega)^*_2 = 147$.

Für den Funktionsgraphen $z(\omega)^*_\alpha$ in Abhängigkeit von α in Abbildung 49 hingegen gibt es formale Parallelen zu den Charakteristika der Funktion $\tau(\omega)^*_\alpha$ von Abbildung 48: Für ω =719, Ω =LFD 32 zeigt die Kurve der $z(\omega)^*_\alpha$ als Funktion von α , mit Ausnahme von $z(\omega)^*_{-3} = 0,92$, eine realistische Wichtung von etwa $z^* = 0,5$ zwischen F und M an. Dies kontrastiert mit dem Funktionsgraphen von $z(\omega)^*_\alpha$ für ω =306, Ω =LFD 8, welcher an den Stellen $z(\omega)^*_{-3} = 0,01$, $z(\omega)^*_2 = 0,23$ lokale Minima und an den Positionen $z(\omega)^*_0 = 1,00$, $z(\omega)^*_3 = 0,94$ lokale Maxima im Bereich $\alpha = -3, \dots, 3$ aufweist. Eine topologische Analogie zur entsprechenden Kurve $\tau(\omega)^*_\alpha$ besteht wiederum: Beide Kurven verhalten sich ‚erratisch‘ innerhalb des

jeweiligen Wertebereiches. Es besteht kein mit wachsendem α konvergentes Verhalten von $z(\omega)^*$ wie im Falle $\Omega = \text{LFD } 32$.

Die quantitative Auswertung der CFES-Massenschätzwerte $m_{\text{SF}}(\Omega)^*_\alpha$ für SAT und $m_{\text{VF}}(\Omega)^*_\alpha$ für VAT als Funktion des Wichtungsexponenten α ergibt für den CT-Scan $\Omega = \text{LFD } 8$ – mit geringem F-M-Kontrast (siehe Abbildung 41) – eine Abhängigkeit von α (Vergleich Abbildung 47), während für den CT-Scan $\Omega = \text{LFD } 32$ – mit ausgezeichnetem F-M-Kontrast (siehe Abbildung 41) – keine solche Abhängigkeit zu erkennen ist.

Die CFES-Resultate für die SAT- und VAT-Massen $m_{\text{SF}}(\Omega)^*_\alpha$ und $m_{\text{VF}}(\Omega)^*_\alpha$ lassen aufgrund der fehlenden tatsächlichen Werte $m_{\text{SF}}(\Omega)^+$ und $m_{\text{VF}}(\Omega)^+$ keine direkte Verwendung für eine Validierung zu. Abbildung 46 zeigt ein hier so genanntes Variogramm über jeweils einen CT-Scan Ω gemittelten Separierbarkeitswert $\mu_\omega(\tau(\omega)^*_\alpha)$, abgetragen über den Elementen Ω der Stichprobe $\underline{\Omega}$ und indiziert durch die möglichen Werte des Wichtungsexponenten α . Der Ordnungsparameterwert des Variogramms war $\alpha=3$, d.h. dass die Individuen Ω der Stichprobe $\underline{\Omega}$ angeordnet nach der Größe des Wertes $\mu_\omega(\tau(\omega)^*_3)$ auf der x-Achse dargestellt wurden. Eine topologische Betrachtung der durch CFES quantifizierten Massen als Funktion von α für die Abdomen LFD 8 und LFD 32 ist allerdings möglich.

Anhand der in Tabelle 37 und Abbildung 47 dargestellten Daten ergab sich beim Vergleich zwischen $\Omega = \text{LFD } 8$ und $\Omega = \text{LFD } 32$ ein augenscheinlicher Hinweis auf einen hypothetischen Zusammenhang zwischen der Qualität der CT-Schnittbilder und den Standardabweichungen $\sigma_\alpha(m_{\text{VF}}(\Omega)^*_\alpha)$ des VAT- und $\sigma_\alpha(m_{\text{SF}}(\Omega)^*_\alpha)$ des SAT-Massenschätzers bei Variation des Parameters α . Basierend auf Tabelle 37 ist erkennbar, dass sowohl die Standardabweichungen $\sigma_\alpha(m_{\text{XF}}(\Omega)^*_\alpha)$ der Massenschätzer für SAT ($X=S$) für $\Omega = \text{LFD } 8$ und $\Omega = \text{LFD } 32$ als auch für VAT ($X=V$) für $\Omega = \text{LFD } 8$ und $\Omega = \text{LFD } 32$ stark auseinanderfallen:

$$\text{SAT: } \sigma_\alpha(m_{\text{SF}}(\text{LFD } 8)^*_\alpha) \gg \sigma_\alpha(m_{\text{SF}}(\text{LFD } 32)^*_\alpha)$$

$$\text{VAT: } \sigma_\alpha(m_{\text{VF}}(\text{LFD } 8)^*_\alpha) \gg \sigma_\alpha(m_{\text{VF}}(\text{LFD } 32)^*_\alpha)$$

Hier liegt die Vermutung nahe, dass ein geringer F-M-Kontrast in einem CT-Scan Ω stets zu hohen Standardabweichungen $\sigma_\alpha(m_{\text{SF}}(\Omega)^*_\alpha)$ und $\sigma_\alpha(m_{\text{VF}}(\Omega)^*_\alpha)$ der CFES-Fettmassenschätzwerte $m_{\text{SF}}(\Omega)^*_\alpha$ und $m_{\text{VF}}(\Omega)^*_\alpha$ der Materialkomponente SF (SAT) oder VF (VAT) führen könnte.

Tabelle 51 und Tabelle 52 im Anhang zeigen die deskriptiv-statistischen Parameter $\min_{\alpha}(m_{XF}(\Omega)^{*}_{\alpha})$, $\max_{\alpha}(m_{XF}(\Omega)^{*}_{\alpha})$, $\mu_{\alpha}(m_{XF}(\Omega)^{*}_{\alpha})$, $\sigma_{\alpha}(m_{XF}(\Omega)^{*}_{\alpha})$ bei Variation von α für SAT ($X=S$) und für VAT ($X=V$) und für alle Ω des Samples. In Abbildung 58 und Abbildung 59 werden Variogramme des Mittelwertes der CFES-Massenschätzerwerte $\mu_{\alpha}(m_{SF}(\Omega)^{*}_{\alpha})$ und $\mu_{\alpha}(m_{VF}(\Omega)^{*}_{\alpha})$ in Abhängigkeit vom CT-Scan Ω im Sample $\underline{\Omega}$ mit dem Ordnungsparameterwert $\alpha = 3$ gezeigt.

Zahlenwerte zur Qualität der CFES-Quasi-Segmentierung werden in Tabelle 56 präsentiert: Für jeden CT-Scan Ω in der Stichprobe sind hier sowohl die Fehlerrate $D(\Omega, W(\Omega)^{*}_{\alpha})$, als auch das Ergebnis der Auswertung der Eigenschaft $(AK\alpha)$, für $\alpha = 1$ dargestellt. Die Wahl $\alpha = 1$ wurde hierfür getroffen, da in den meisten Fällen die qualitativ besten Ergebnisse der CFES-Quasi-Segmentierung bei $\alpha = 1$ zu verzeichnen waren (siehe Abbildung 42). Generell lässt sich sagen, dass ein Wert nahe 0 von $D(\Omega, W(\Omega)^{*}_{\alpha})$ bei $\alpha = 1$ auf einen hohen F-M-Kontrast und damit auf einen qualitativ hochwertigen CT-Scan Ω für die F-M-Trennung hindeutet.

Tabelle 37 - Deskriptive Statistik der CFES-Schätzer $m_{VF}(\Omega)^{*}_{\alpha}$ und $m_{SF}(\Omega)^{*}_{\alpha}$ der VAT- und SAT-Massen $m_{VF}(\Omega)$ und $m_{SF}(\Omega)$ für die Abdomen $\Omega = \text{LFD 8}$ und $\Omega = \text{LFD 32}$ bei Variation des Parameters $\alpha = -3, -2, -1, 0, 1, 2, 3$

Ω	Minimum VAT $\min_{\alpha}(m_{VF}(\Omega)^{*}_{\alpha})$ [g]	Maximum VAT $\max_{\alpha}(m_{VF}(\Omega)^{*}_{\alpha})$ [g]	Mittelwert VAT $\mu_{\alpha}(m_{VF}(\Omega)^{*}_{\alpha})$ [g]	Standardabw. VAT $\sigma_{\alpha}(m_{VF}(\Omega)^{*}_{\alpha})$ [g]
LFD 8	8362,49	11025,33	9963,31	1083,47
LFD 32	2250,30	2476,29	2357,84	84,69
Ω	Minimum SAT $\min_{\alpha}(m_{SF}(\Omega)^{*}_{\alpha})$ [g]	Maximum SAT $\max_{\alpha}(m_{SF}(\Omega)^{*}_{\alpha})$ [g]	Mittelwert SAT $\mu_{\alpha}(m_{SF}(\Omega)^{*}_{\alpha})$ [g]	Standardabw. SAT $\sigma_{\alpha}(m_{SF}(\Omega)^{*}_{\alpha})$ [g]
LFD 8	12959,61	22304,75	16733,13	4648,01
LFD 32	5599,10	5852,26	5755,28	86,66

Validierungen am Dreikomponentenphantom

Der Test des CFES-Algorithmus am Dreikomponentenphantom ermöglichte eine Validierung durch einen direkten Vergleich der geschätzten Massen- und Volumenwerte mit den entsprechenden gemessenen Werten (siehe Hubig et al. (2018b)). Ferner konnte geprüft werden, ob und in wie weit der am Phantom mit klarer geometrischer Abgrenzung der Gewebeäquivalente optimierte Parameterwert α_{pOpt} von dem bei den Abdomen ermittelten Optimalwert α_{BOpt} für die CFES-Quasi-Segmentierung abweicht.

Tabelle 38 und Abbildung 50 zeigen die Abweichungen der CFES-Schätzungen m_F^* und m_M^* für die Massen m_F und m_M der Fett- und Muskeläquivalente in Form des relativen Fehlers gegenüber den durch Wiegen gefundenen Werten m_F^+ und m_M^+ . Die minimalen relativen Fehler $RF(m_F^*)$ und $RF(m_M^*)$ zeigten sich bei $\alpha_{\text{Opt}} = -2$.

Tabelle 38 - Übersicht der CFES-Schätzung m_X^* im Vergleich mit der gewogenen Fett- und Muskelmasse m_X^+ beim Dreikomponentenphantom: Gewogene Masse m_X^+ , CFES-Massenschätzer m_X^* , Relativer Fehler $RF(m_X^*)$ des CFES-Schätzers für CT-Geräteeinstellungen 140 kVp, 350 mAs im Standardfaltungskern mit „Head small“-Filter

Phantom	Bienenwachs (Komponente F)		Salzwasser (Komponente M)		Mittelwert ESNR $\mu_{\omega}(\tau_a(\omega)^*)\tau^*$
Gewogene Masse m_X^+ [g]	4298		246		
Wichtungs- exponent α des CFES- Algorithmus	CFES- Schätzung Fettmasse m_F^* [g]	Relativer Fehler $RF(m_F^*)$ [%]	CFES- Schätzung Muskelmasse m_M^* [g]	Relativer Fehler $RF(m_M^*)$ [%]	
$\alpha = -3$	3973,98	7,54	483,50	96,54	145,52
$\alpha = -2$	4175,51	2,85	265,35	7,87	249,07
$\alpha = -1$	4165,53	3,08	276,58	12,43	297,78
$\alpha = 0$	3998,63	6,97	459,47	86,78	327,43
$\alpha = 1$	3930,25	8,56	533,40	116,83	326,76
$\alpha = 2$	3874,31	9,86	593,83	141,39	436,31
$\alpha = 3$	3936,64	8,41	524,08	113,04	646,10

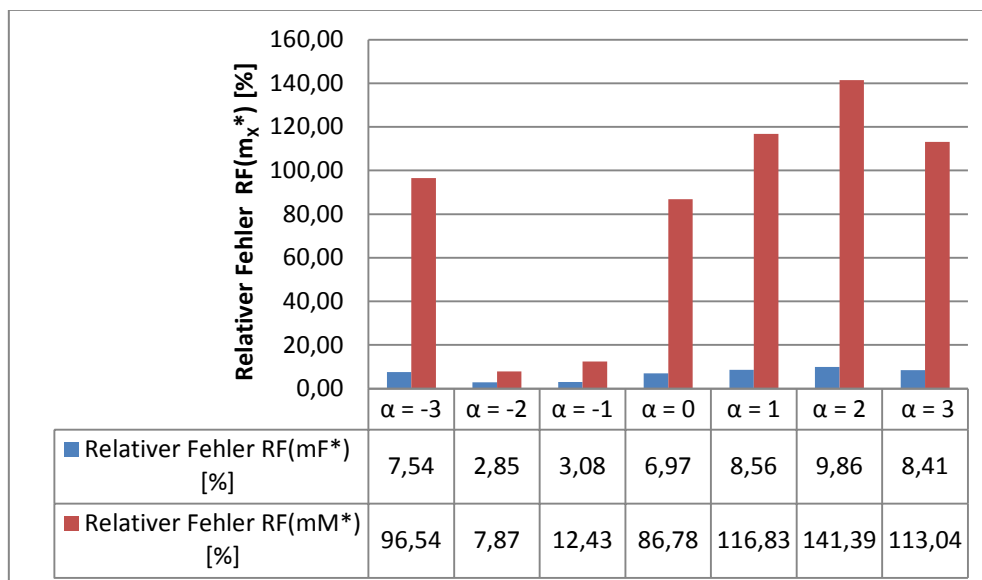


Abbildung 50 - Relativer Fehler $RF(m_X^*)$ des CFES-Schätzers für Fett- ($X = F$) bzw. Muskeläquivalent ($X = M$)

Die Validierung am Dreikomponentenphantom erfolgte auf zwei Arten: Eine quantitative Validierung erfolgte anhand der Massen m_F und m_M , eine qualitative Validierung gründet sich auf einen anatomischen Vergleich des CT-Schnittbildes ω mit dem CFES-Quasi-Segmentierungsergebnis $W(\omega)^*_\alpha$ durch einen informierten Beobachter. Die CFES-Quasi-Segmentierungsergebnisse $W(\omega)^*_\alpha$, für welche sich ein anatomischer Fehler von $d(\omega, W(\omega)^*_\alpha) = 1$ bei mindestens einer der Alternativen $\alpha = -2$ oder $\alpha = 1$ der anatomischen Inspektion ergab, sind in Tabelle 55 (Anhang) für $\alpha = -2$ und $\alpha = 1$ dargestellt. Die Wahl der beiden α -Einstellungen in Tabelle 55 erfolgte als direkte Gegenüberstellung der beiden unterschiedlichen α -Optima $\alpha_{AOpt} = 1$ für Abdomen und $\alpha_{POpt} = -2$ für Phantome. Bei der CFES-Quasi-Segmentierung zeigte sich am Dreikomponentenphantom eine Gesamtfehlerrate von $D(\Omega, W(\Omega)^*_\alpha) = 1,23\%$ (6 Fehler auf 486 Slices) für $\alpha = -2$ und $D(\Omega, W(\Omega)^*_\alpha) = 2,26\%$ (11 Fehler auf 486 Slices) für $\alpha = 1$.

Wie aus Abbildung 51 ersichtlich, zeigt der Graph des CFES-Schätzers $\mu_\omega(\tau(\omega)^*_\alpha)$ des über alle CT-Slices ω des Phantoms gemittelten Schätzwertes $\tau(\omega)^*_\alpha$ im untersuchten Wertebereich von $-3 \leq \alpha \leq 3$ einen S-förmigen, beinahe monotonen Verlauf – bis auf den Wert $\tau^*_1 = 326,76$, der knapp unterhalb seines linken Nachbarn $\tau^*_0 = 327,43$ liegt.

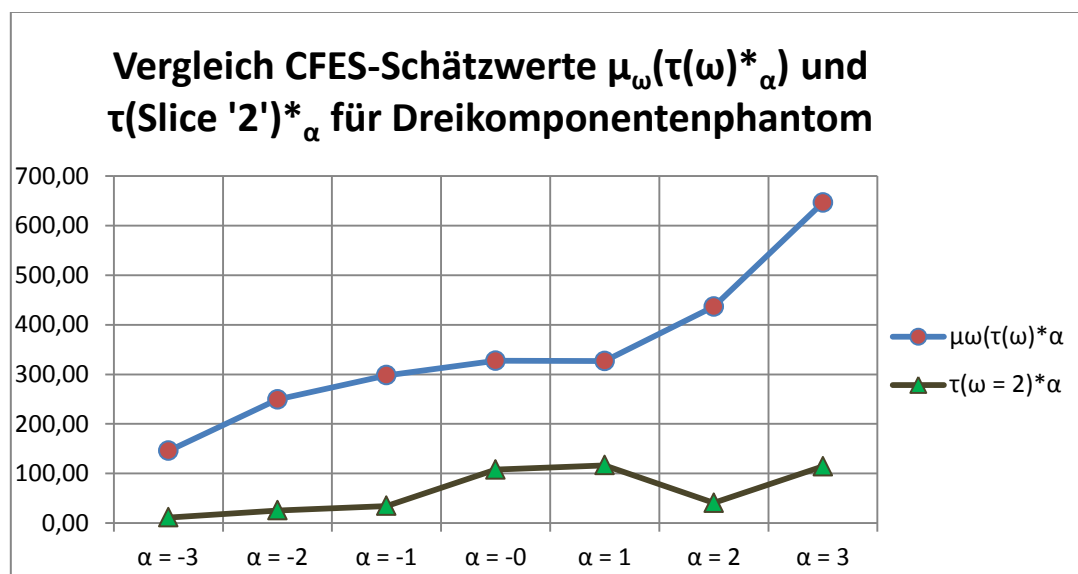


Abbildung 51 - Globale τ -Werte $\mu_\omega(\tau(\omega)^*_\alpha)$ für Dreikomponentenphantom in Abhängigkeit des Wichtungsexponenten α sowie zum Vergleich $\tau(\omega)^*_\alpha$ des Slices $\omega = 2$ mit ausschließlicher Darstellung von Fett im CT-Schnittbild bei den CT-Parameterwerten: $U = 140\text{kVp}$, $Q_{CT} = 350\text{ mAs}$, Faltungskern: „Standard“, Filter: „Head small“

Zusammenhang zwischen Separierbarkeitswert τ -Wert* und Wichtungsexponent α

Der Mittelwert $\mu_{\omega}(\tau(\omega)^*_{\alpha})$ des Schätzers $\tau(\omega)^*_{\alpha}$ der Separierbarkeit über alle CT-Slices ω eines CT-Scans Ω zeigte sowohl beim Dreikomponentenphantom in Abbildung 51 als auch bei den Abdomen (siehe Abbildung 46) einen scheinbar bis auf zufällige Schwankungen vollständigen monotonen Anstieg mit ansteigendem α . Die Vermutung liegt nahe, dass diese Monotonie im Wesentlichen für jedes CT-Objekt auftritt (vgl. Abbildung 46). Trotzdem kann die Form der Abhängigkeit $\tau(\omega)^*_{\alpha}$ für einen einzelnen CT-Slice ω eine wesentlich andere sein, wie die nachfolgende beispielhafte Darstellung in Tabelle 39 an je einem CT-Slice ω_P des Phantoms und einem CT-Slice ω_A eines Abdomens zeigt.

Die Verteilung der Volumenanteile im Phantom (Volumen des Fettäquivalentes V_F^+ mit 92% -, Volumen des Muskeläquivalentes V_M^+ mit 4% des Gesamtvolumens V^+ des Phantoms) entspricht nicht den Volumenanteilen eines durchschnittlichen menschlichen Abdomens. Wie für einige Abdomen aus dem Kollektiv im CFES-Output für die Fett- und Muskelmassen beschrieben (Vergleich Tabelle 14), entspricht der Fett-Volumenanteil etwa 50%. Individuelle Schwankungen in Abhängigkeit von Konstitution, Alter und Geschlecht lassen für das menschliche Abdomen aber keine allgemeingültige Aussage zu. Tabelle 39 stellt den Vergleich der $\tau(\omega)^*_{\alpha}$ - Werte unter Variation von α für zwei CT-Schnittbilder ω_A (siehe Abbildung 61, $\Omega = \text{LFD 12}$) aus einem Abdomen-Scan und ω_P (siehe Abbildung 62) aus dem Phantom-Scan mit einem ausgewogenen Verhältnis zwischen V_F und V_M dar. Als ausgewogen werden die Volumenverhältnisse hier bezeichnet, wenn einerseits das Verhältnis der Volumina in ω_P und in ω_A ähnlich ist und andererseits die Volumina nicht zu verschieden sind:

$$V_F^+(\omega_P)/V_M^+(\omega_P) \approx V_F^+(\omega_A)/V_M^+(\omega_A)$$

$$\neg(V_F^+(\omega_P) \gg V_M^+(\omega_P)) \wedge \neg(V_F^+(\omega_P) \ll V_M^+(\omega_P))$$

In Tabelle 39 zeigt der CT-Slice ω_P des Phantoms für alle Werte von α einen deutlich höheren Wert $\tau(\omega_P)^*_{\alpha}$ als der entsprechende Wert $\tau(\omega_A)^*_{\alpha}$ des CT-Slices ω_A des Abdomens. Beide Zahlenreihen steigen zunächst monoton mit steigendem α an. Nach Erreichen eines Maximums, für das Phantom bei $\alpha = -1$ mit $\tau(\omega_P)^*_{\alpha} = 976,91$ und für das Abdomen bei $\alpha = 0$ mit $\tau(\omega_A)^*_{\alpha} = 323,39$, fallen die Kurven monoton mit steigendem α ab. Die Kurve $\tau(\omega_A)^*_{\alpha}$ liegt für alle Werte von α unterhalb der Kurve $\tau(\omega_P)^*_{\alpha}$.

Tabelle 39 - Vergleich der $\tau(\omega)^*_\alpha$ - Werte von einem CT-Slice ω_P des Phantoms und von einem CT-Slice ω_A eines Abdomens bei ähnlicher, ausgewogener Volumen-Verteilung von F und M

Wichtungsexponent α	Schätzer $\tau(\omega_A)^*_\alpha$ des τ-Wertes $\Omega = \text{LFD 12}; \omega_A = 746$ (CT-Schnittbild Anhang: Abbildung 61)	Schätzer $\tau(\omega_P)^*_\alpha$ des τ-Wertes $\Omega = \text{Phantom}, \omega_P = 320$ (CT-Schnittbild Anhang: Abbildung 62)
-3	58,59	236,67
-2	165,50	902,38
-1	215,24	976,91
0	323,39	923,00
1	318,83	814,59
2	315,16	792,80
3	303,70	784,64

Folgende Regelmäßigkeiten sind in Bezug auf die Abhängigkeit des τ -Schätzers τ^*_α vom Wichtungsexponenten α in unserem empirischen Material zu beobachten:

Eine plausible Vermutung ergibt sich aus dem Variogramm (Abbildung 46): Der Mittelwert $\mu_\omega(\tau(\omega)^*_\alpha)$ des τ -Schätzers über alle CT-Slices ω wächst mit steigendem α bis auf zufällige Schwankungen monoton an. Dies gilt für alle Abdomen. Für das Dreikomponentenphantom zeigt sich dies für die globale Betrachtung aller Slices in Abbildung 51.

Das Qualitätsmaximum der Quasi-Segmentierung bei festem CT-Slice ω über dem Wertebereich $\{-3, -2, -1, 0, 1, 2, 3\}$ des Parameters α liegt für das Dreikomponentenphantom bei $\alpha = -2$ (siehe Tabelle 38 für $\text{RF}(m_F^*)$, $\text{RF}(m_M^*)$) und für die Abdomina bei $\alpha = 1$ (siehe Abbildung 42).

Das lokale Verhalten des τ -Schätzers über dem Wertebereich $\{-3, -2, -1, 0, 1, 2, 3\}$ weicht bei homogener Materialzusammensetzung, beispielsweise nur Bienenwachsbestandteil, vom lokalen Verhalten des globalen τ -Schätzers ab (siehe Abbildung 51).

5.4 Temperaturgestützte Todeszeitschätzung mittels der Methode der Finiten Elemente

Im Folgenden werden Ergebnisse von Finite-Elemente-Abkühlungssimulationen dargestellt, wobei allgemeine Erkenntnisse über die Fettverteilung im menschlichen Körper einfließen. Es soll insbesondere demonstriert werden, dass die Verteilung des menschlichen abdominalen Körperfettes den Abkühlungsvorgang und damit auch die Todeszeitschätzung relevant beeinflusst. Die Ergebnisse der Simulationsrechnungen liefern einen fundamentalen Beitrag zur Klärung der unter 3.3 formulierten Arbeitshypothesen.

Grundlage der im Folgenden dargestellten Untersuchungen waren die CT-Scans $\Omega_1 = \text{LFD 6}$ und $\Omega_2 = \text{LFD 33}$ zweier menschlicher Leichen aus dem Jenaer Kollektiv und zwei Datenbankfälle $A_1 = 67$ und $A_2 = 52$ aus der Abkühlungsdatenbank des IRM.

Den beiden Modellentwicklungsleitlinien (LS) und (LV) aus Abschnitt 4.4.3 und 4.4.4 (siehe auch: Schema in Abbildung 26) folgend, wurde mittels einer Reihe von qualitativ und quantitativ an die beiden Datenbankfälle A_1 und A_2 angepassten FE-Modellen geprüft, ob und inwieweit die vorliegenden, gemessenen Abkühlkurven der den (anatomisch variierten) Modellen zugeordneten Datenbankleichen reproduziert werden können.

Der Datenbankfall A_1 und damit auch die Leiche des CT-Scans $\Omega_1 = \text{LFD 6}$ war leicht übergewichtig, Fall A_2 und $\Omega_2 = \text{LFD 33}$ war normalgewichtig. Die in den verschiedenen BMI-Werten zum Ausdruck kommenden konstitutionellen Differenzen wurden in erwarteter Weise durch entsprechende Ausprägungen der Fett- und Muskelschichtdicken in den CT-Scans Ω_1 und Ω_2 repräsentiert.

Alle unter 4.4.1 beschriebenen Inputparameter, wie die durch den FE-Präprozessor Marc-Mentat[®] generierte Strahlungs-Sichtfaktoren-Datei (Radiation view-factor file), die Konvektionskoeffizienten der als Unterlage modellierten Stahlwanne und die in den Datenbankfällen A_1 und A_2 dokumentierten Umgebungstemperaturen wurden für jede Simulation manuell in Marc-Mentat[®] definiert. Die folgend dargestellten Ergebnisse wurden mit dem in Marc-Mentat[®] voreingestellten numerischen Berechnungsmodus „variable Zeitschritte“ mit einer maximalen Temperaturänderung von $0,1^\circ\text{C}$ pro Zeitschritt) erzielt.

Ergebnisse der FE-Modellrechnungen

Für das erste Paar: $\Omega_1 = \text{LFD 6}$ mit Datenbankfall $A_1 = 67$, wurden entsprechend (LS) zwei schichtdickenorientiert generierte FE-Modelle B1XA und B1XAI - und entsprechend (LV) ein volumenorientiert generiertes FE-Modell B1XB erstellt. Mit diesen drei FE-Modellen wurden FE-Simulationsrechnungen eines dem Datenbankfall A_1 angenäherten Abkühlungsszenarios, d.h. bei der entsprechenden Umgebungs- und Anfangstemperatur vorgenommen.

Angepasst an das Paar $\Omega_2 = \text{LFD 33}$ und Datenbankfall $A_2 = 52$ wurden die beiden FE-Modelle B1XB, entsprechend der Leitlinie (LS) schichtdickenorientiert - und B2XB nach der Leitlinie (LV) volumenorientiert entwickelt. Die Ergebnisse der Rechenläufe mit den erwähnten FE-Modellen zu $\Omega_1 = \text{LFD 6}$ und $\Omega_2 = \text{LFD 33}$ wurden mit den Ergebnissen von Rechenläufen mit den jeweils gleichen Rand- und Nebenbedingungen wie bei A_1 bzw. A_2 am skalierten Standardmodell B10 und B20 verglichen.

Das skalierte Standardmodell B20 von $\Omega_1 = \text{LFD 33}$ wurde ferner dazu benutzt, die Modellsensitivität auf Änderung von Materialeigenschaften zu testen. Dafür wurden aus dem Standard-FE-Modell B20 drei weitere FE-Modelle B20A, B20B und B20C erstellt, welche jeweils über das gesamte Modell konstante Materialparameterwerte aufweisen (siehe Konvexkombination der F und M Bestandteile der Modelle B20A, B20B und B20C in Tabelle 14).

Die FE-Modelle B10 und B20 wurden aus B0 erzeugt durch Skalierung der anthropometrischen Parameter Körperlänge KL und Körpergewicht m des FE-Standardmodells B0 auf die entsprechenden Werte der beiden CT-Scans Ω_1 und Ω_2 . Für die Berechnungen mit den FE-Modellen B10 und B20 wurden die Umgebungstemperaturen T_U , die als Randbedingungen auftreten, aus Tabelle 13 verwendet. Die Konvektionskoeffizienten h_{FKonv} für die FE-Modellierung der Stahlwanne, die in beiden Fällen als Untergrund des FE-Modells diente, wurden nach den Formeln in Çengel (2015) Tabelle 9-1 berechnet und sind in Tabelle 40 dargestellt. Tabelle 49 (Anhang) stellt die Ergebnisse aller experimentell erhobenen Fettschichtdicken dar. Die in Tabelle 49 referierten Werte wurden entweder direkt an den $N = 29$ Leichen der Stichprobe oder aus den CT-Scans ($N = 32$) bestimmt. Sofern eine Größe mehrfach gemessen wurde, erfolgte eine Erweiterung des Symbols durch anhängen einer Indexzahl.

Tabelle 40 - Konvektionskoeffizienten¹⁴ h_{FKonv} der Stahlwanne für Abkühlszenarien zu $A_1 = 67$ und $A_2 = 52$

Abkühl-Szenario	Konvektionskoeffizient Stahlwanne Oberseite $h_{FKonvObern} [W/(m^2 \cdot ^\circ K)]$	Konvektionskoeffizient Stahlwanne Seite $h_{FKonvSeite} [W/(m^2 \cdot ^\circ K)]$	Konvektionskoeffizient Stahlwanne Unterseite $h_{FKonvUnten} [W/(m^2 \cdot ^\circ K)]$
$\Omega_1 = \text{LFD } 6, A_1 = 67$ $\mu_t(T_U) = 20,83^\circ\text{C}$	3,51	9,16	1,75
$\Omega_2 = \text{LFD } 33, A_2 = 52$ $\mu_t(T_U) = 18,72^\circ\text{C}$	3,77	9,88	1,88

Tabelle 41 und Abbildung 52 stellen für $\Omega_1 = \text{LFD } 6$ eine Übersicht der Kerntemperatur-Zeit-Kurven $T(t)$ der Messung an A_1 und die Simulationsergebnisse für die Modelle B10, B1XA, B1XAI und B1XB, sowie die Abweichungen der Simulationsrechnungen $T(t)$ vom Messwert der Kerntemperatur $T_M(t)$ als relativer Fehler RE dar. Es zeigte sich, dass die Kerntemperaturkurve $T(t)$ des skalierten Standardmodells B10 im zeitlichen Durchschnitt um $\mu_t(\text{RE}) = 3,3\%$ von der gemessenen Kerntemperaturkurve $T_M(t)$ abweicht. Das schichtdickenorientiert angepasste FE-Modell B1XA mit Änderung der Gewebeschichtdicken nach den CT-Messwerten, aber ohne Oberflächenanpassungen der Modellgeometrie, erreicht eine durchschnittliche Abweichung von $\mu_t(\text{RE}) = 0,7\%$. Das noch weiter veränderte, schichtdickenorientiert angepasste Modell B1XAI, mit der an das CT angelehnten Oberflächengeometrie, zeigt eine Differenz von $\mu_t(\text{RE}) = 2,1\%$. Das volumenorientiert angepasste FE-Modell B1XB zeigt eine mittlere Abweichung von $\mu_t(\text{RE}) = 3\%$ gegenüber der gemessenen Kerntemperatur.

Insgesamt kühlen die FE-Modelle von $\Omega_1 = \text{LFD } 6$ wenig bis mäßig schneller ab als die Leiche des Falles $A_1 = 67$. Ergänzend zu den Werten in Tabelle 41 zeigt Abbildung 52 die grafische Übersicht der Temperatur-Zeit-Verläufe der FE-berechneten Abkühlungskurven für $\Omega_1 = \text{LFD } 6$ zu $A_1 = 67$. Wie bereits in Material und Methoden beschrieben, wurde aufgrund einer evidenten Hyperthermie zum tatsächlichen Todeszeitpunkt angenommen, dass die gemessene Rektaltemperaturkurve mit dem Eintritt des Todes beginnt.

¹⁴ Konvektionskoeffizienten wurden unter der Annahme berechnet, dass die Umgebungstemperatur in der Klimakammer der Temperatur der Stahlwanne entspricht.

Tabelle 41 - Kerntemperaturmessung an $A_1 = 67$ FE-berechnete Temperatur-Zeitkurven $T(t)$ für Knoten N 1517 für $\Omega_1 = \text{LFD 6}$ in den auf 22 Stundenintervallen skalierten Modellen: Standard FE-Modell B10, schichtdickenorientiertes FE-Modell B1XA, B1XAI, volumenorientiertes FE-Modell B1XB und relativer Fehler $RE = [T_M(t) - T(t)]/T_M(t)$ der Modellkurve $T(t)$ für jedes FE-Modell

Zeit [h]	Kerntemperaturmessung an $A_1=67$	B10 resampled T [°C] an Knoten N 1517	Relativer Fehler B10: RE [%]	B1XA resampled T [°C] an Knoten N 1517	Relativer Fehler B1XA: RE [%]	B1XAI resampled T [°C] an Knoten N 1517	Relativer Fehler B1XA: RE [%]	B1XB resampled T [°C] an Knoten N 1517	Relativer Fehler B1XB: RE [%]
0	37,3	37,2	0,24	37,2	0,24	37,2	0,24	37,2	0,24
1	37,0	37,1	-0,16	37,1	-0,16	37,1	-0,16	37,1	-0,16
2	36,7	36,6	0,30	36,8	-0,24	36,6	0,30	36,6	0,30
3	36,3	35,8	1,40	36,3	0,00	36,1	0,55	35,9	1,11
4	35,8	35,0	2,17	35,6	0,45	35,3	1,30	35,1	1,88
5	35,1	34,5	1,80	34,8	0,92	34,4	2,09	34,2	2,69
6	34,4	34,1	0,91	34,0	1,21	33,7	2,11	33,4	3,02
7	33,7	32,4	3,95	33,3	1,14	32,8	2,68	32,6	3,31
8	32,9	31,9	3,26	32,6	1,04	32,0	2,94	31,7	3,91
9	32,2	30,9	4,21	31,7	1,58	31,2	3,21	31,0	3,87
10	31,5	30,2	4,37	31,1	1,35	30,6	3,01	30,3	4,03
11	30,9	29,6	4,32	30,5	1,25	30,0	2,93	29,6	4,32
12	30,3	28,9	4,71	29,9	1,20	29,3	3,28	29,0	4,34
13	29,7	28,4	4,44	29,3	1,23	28,8	2,99	28,5	4,07
14	29,1	27,6	5,43	28,9	0,69	28,0	3,93	28,0	3,93
15	28,56	27	5,78	28,1	1,64	27,7	3,10	27,5	3,85
16	28,04	26,8	4,63	27,8	0,86	27,3	2,71	27,1	3,47
17	27,56	26,3	4,79	27,4	0,58	26,9	2,45	26,6	3,61
18	27,1	26	4,23	27	0,37	26,5	2,26	26,1	3,83
19	26,66	25,6	4,14	26,6	0,23	26,2	1,76	25,7	3,74
20	26,25	25,3	3,75	26,2	0,19	25,8	1,74	25,5	2,94
21	25,86	25	3,44	25,9	-0,15	25,5	1,41	25,2	2,62
22	25,49	24,5	4,04	25,5	-0,04	25,2	1,15	24,8	2,78

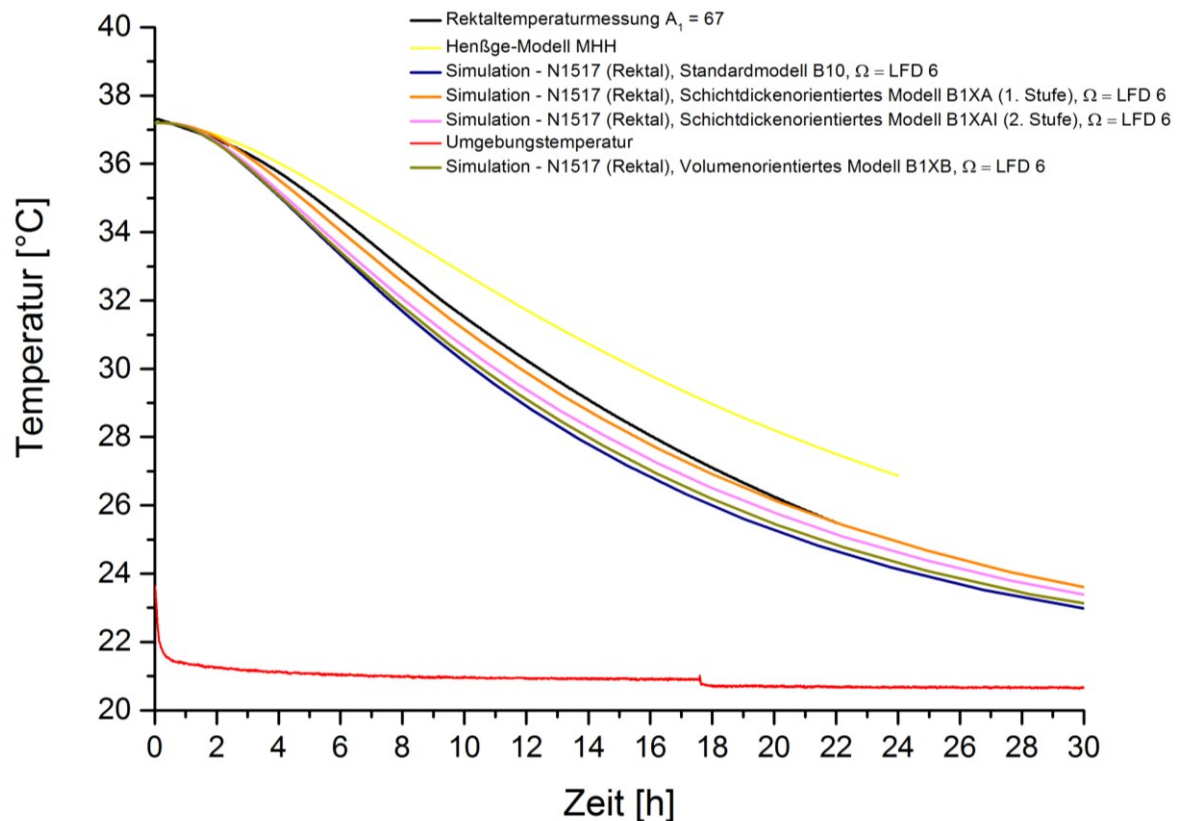


Abbildung 52 - Gemessene und simulierte Kerntemperatur-Zeit-Kurve für $A_1 = 67$, des auf $\Omega_1 = \text{LFD } 6$ skalierten Standard-FE-Modells B10, der FE-Modelle B1XA, B1XAI, B1XB sowie der MHH-Modellkurve

Tabelle 42 stellt im Fall $\Omega_2 = \text{LFD } 33$ die gemessene Kerntemperatur-Abkühlkurve $T_M(t)$ zusammen mit den anhand der FE-Modelle B20 (Standard), B2XA (schichtdickenorientiert), B2XB (volumenorientiert) berechneten Abkühlkurven $T(t)$ des Knotens N1517 (Äquivalent zum Ort der Rektaltemperaturmessung) dar. Zudem zeigt Tabelle 44 zu jeder FE-Modellkurve jeweils die relative Abweichung RE vom Messwert. Das Standard FE-Modell B20 weicht im Zeitmittel um $\mu_t(\text{RE}(\text{B20}, A_2)) = 3,5\%$ ab. Das schichtdickenorientierte FE-Modell B2XA zeigt eine mittlere Differenz von $\mu_t(\text{RE}(\text{B2XA}, A_2)) = 0,8\%$. Die Abkühlungskurve des volumenorientierten FE-Modells B2XB zeigte eine mittlere Abweichung von $\mu_t(\text{RE}(\text{B2XB}, A_2)) = 1,2\%$ gegenüber der rektalen Messung. Bei Verwendung der TTS-Methode MHH zeigt Abbildung 52 für Beispielfall B1 (übergewichtige Konstitution) eine starke Überschätzung der Liegezeiten, während MHH im Beispielfall B2 (normalgewichtige Konstitution) wie in Abbildung 53 dargestellt, dem Messverlauf angenäherte Ergebnisse bringt.

Tabelle 42 - Kerntemperaturmessung an $A_2 = 52$, FE-berechnete Temperatur-Zeit Kurven $T(t)$ für Knoten N 1517 für $\Omega_2 = \text{LFD 33}$ in den auf 22 Stundenintervallen skalierten Standard FE-Modell B20, schichtdickenorientierten FE-Modell B2XA, volumenorientierten FE-Modell B2XB und bei jeweiliger Angabe des relativer Fehlers $RE = [T_M(t) - T(t)]/T_M(t)$ der Modellkurve $T(t)$ für jedes Modell.

Zeit [h]	Kern- temperaturmessung T_M an $A_2=52$	B20 resampled $T [^{\circ}\text{C}]$ an Knoten N 1517	Relativer Fehler B20: RE[%]	B2XA resampled $T [^{\circ}\text{C}]$ an Knoten N 1517	Relativer Fehler B2XA: RE [%]	B2XB resampled $T [^{\circ}\text{C}]$ an Knoten N 1517	Relativer Fehler B2XB: RE[%]
0	n.b.	n.b.	n.b.	n.b.	n.b.	n.b.	n.b.
1	n.b.	n.b.	n.b.	n.b.	n.b.	n.b.	n.b.
2	36,34	36,2	0,39	36,5	-0,44	36,5	-0,44
3	35,85	35,2	1,85	35,7	0,42	35,6	0,70
4	35,21	34,1	3,26	34,7	1,47	34,5	2,06
5	34,41	32,9	4,59	33,7	2,11	33,6	2,41
6	33,48	31,7	5,62	32,7	2,39	32,4	3,33
7	32,47	30,7	5,77	31,6	2,75	31,2	4,07
8	31,48	29,7	5,99	30,7	2,54	30,6	2,88
9	30,54	29	5,31	29,8	2,48	29,7	2,83
10	29,62	28,1	5,41	28,9	2,49	28,8	2,85
11	28,74	27,3	5,27	28,2	1,91	28	2,64
12	27,91	26,7	4,53	27,3	2,23	27,5	1,49
13	27,13	25,9	4,75	26,8	1,23	26,8	1,23
14	26,4	25,3	4,35	26,3	0,38	26,1	1,15
15	25,73	24,9	3,33	25,8	-0,27	25,7	0,12
16	25,1	24,4	2,87	25,1	0,00	25	0,40
17	24,54	23,9	2,68	24,6	-0,24	24,6	-0,24
18	24,03	23,5	2,26	24,1	-0,29	24,1	-0,29
19	23,55	23	2,39	23,8	-1,05	23,6	-0,21
20	23,12	22,8	1,40	23,4	-1,20	23,3	-0,77
21	22,72	22,4	1,43	23	-1,22	22,9	-0,79
22	22,36	22,2	0,72	22,7	-1,50	22,6	-1,06

Insgesamt kühlen die FE-Modelle B20, B2XA, B2XB zum CT-Scan $\Omega_2 = \text{LFD 33}$ innerhalb der ersten 22 h etwas schneller ab, als die Messung von $A_2 = 52$. Abbildung 53 zeigt eine Übersicht der Temperatur-Zeit-Verläufe $T(t)$ der FE-Modelle B20, B2XA, B2XB und der FE-Modelle mit konstanten Materialeigenschaften B20A, B20B, B20C für den CT-Scan $\Omega_2 = \text{LFD 33}$ im Abkühlungs-Szenario des zugeordneten Datenbankfalles $A_2 = 52$.

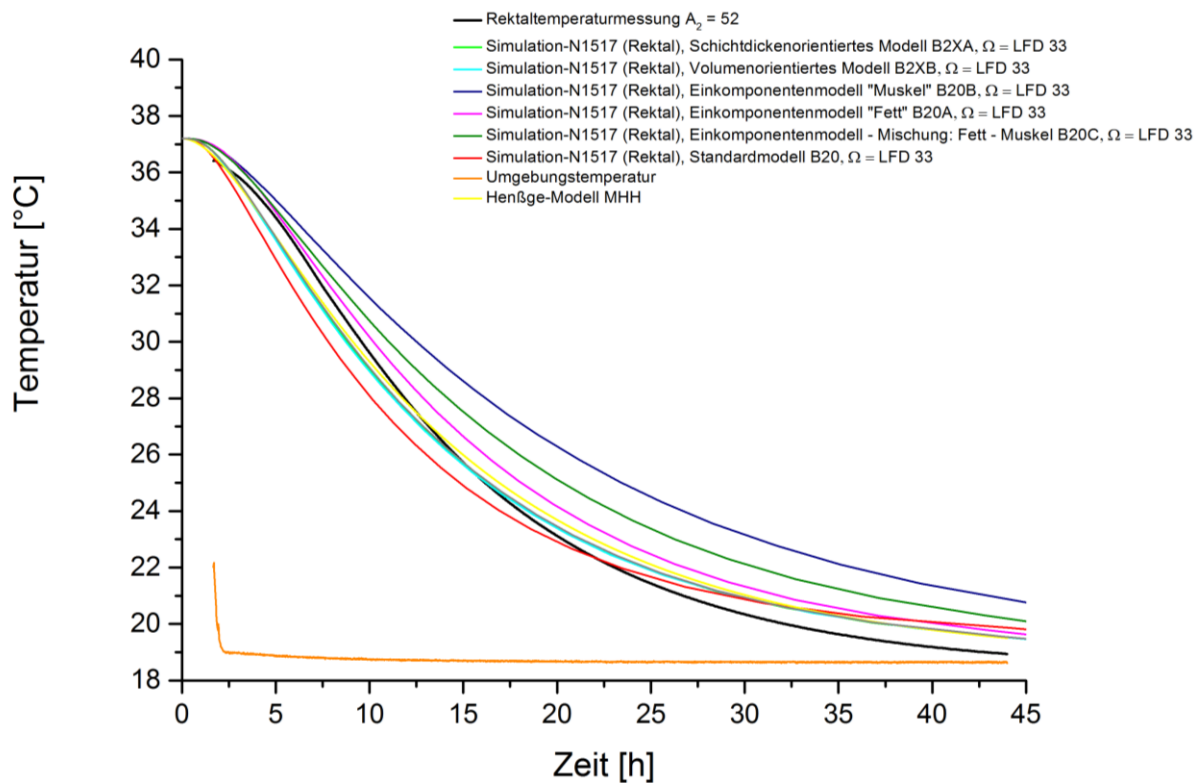


Abbildung 53 - gemessene und simulierte Kerntemperatur-Zeit-Kurve für $A_2=52$ des auf $\Omega_2 = \text{LFD 33}$ skalierten Standard-FE-Modells B20, der FE-Modelle B2XA, B2XB, der 'Konstanten-Modelle' B20A (Fett), B20B (Muskel), B20C (Mischung Fett-Muskel) sowie der MHH-Modellkurve

Für die Methode der temperaturgestützten Todeszeitrechnung ist vor allem die zeitliche Abweichung Δt der Abkühlkurven $T(t)$ von der gemessenen rektalen Abkühlkurve $T_M(t)$ von Interesse. In der Messkurve entspricht die Liegezeit t der Kerntemperatur $T_M(t)$. In der Modellkurve wird die Temperatur $T_M(t)$ zur Zeit t' erreicht. Der Absolutbetrag der Differenz $t'-t$ wird Δt genannt:

$$(\text{FTTS}) \quad T_M(t) = T(t + \Delta t) \quad (5.4.2)$$

Der nichtlineare Funktionsverlauf führt je nach Phase der Abkühlung bei gleicher Abweichung ΔT in der Temperatur zwischen Mess- und Simulationskurve zu einem mit dem Zeitpunkt t variierenden Fehler $\Delta t = \Delta t(t)$ in der Todeszeitberechnung. Um die verschiedenen FE-Modelle bezüglich ihrer Fehler bei der TTS vergleichen zu können, wurde zunächst eine Reihe von äquidistanten Temperaturschwellenwerten T_n festgelegt. Zu jedem der Temperaturschwellenwerte T_n wurde ein Zeitpunkt t_n festgelegt, zu dem die an A_1 gemessene Kerntemperaturkurve $T_M(t)$ mit dem Schwellenwert T_n übereinstimmt $T_n = T_M(t_n)$. Für jedes FE-Modell wurde zu jedem der Zeitpunkte t_n die Verschiebung Δt_n als Lösung der Gleichung

(FTTS) bestimmt (siehe: Tabelle 43 für $\Omega_1 = \text{LFD 6}$ und $A_1 = 67$ sowie Tabelle 44 für $\Omega_2 = \text{LFD 33}$ und $A_2 = 52$).

Tabelle 43 - Zeitliche Abweichung Δt_n bei Erreichen der Temperaturschwellen T_n der FEM-Simulationen bezogen auf die gemessene Kerntemperaturkurve $T_M(t)$ von $A_1 = 67$ (Standard FE-Modell B10, schichtdickenorientiert: B1XA, B1XAI, und volumenorientiert B1XB) für den CT-Scan $\Omega_1 = \text{LFD 6}$

Temperaturschwellen T_n für Kerntemperatur $T_M(t)$ [°C] aus Messung A_1	Zeitpunkt t_n [h] mit: $T_M(t_n) = T_n$	Zeitpunkt Standard-FE-Modell t_n' [h] mit: $T(t_n') = T_n$ für Standard-FE-Modell B10	Abweichung Standard-FE- Modell $\Delta t_n := t_n - t_n'$ [min] Standard-FE-Modell B10 zu $T_M(t)$	Zeitpunkt t_n' [h] mit: $T(t_n') = T_n$ Schichtdickenor. FE-Modell B1XAI	Abweichung $\Delta t_n := t_n - t_n'$ [min] schichtdickenor. FE-Mod. B1XAI zu $T_M(t)$	Zeitpunkt t_n' [h] mit: $T(t_n') = T_n$ schichtdickenor. FE-Mod. B1XA [h]	Abweichung $\Delta t_n := t_n - t_n'$ [min] schichtdickenor. FE-Mod. B1XA zu $T_M(t)$	Zeitpunkt t_n' [h] mit: $T(t_n') = T_n$ volumenor. FE-Mod. B1XB [h]	Abweichung $\Delta t_n := t_n - t_n'$ [min] volumenor. FE-Mod. B1XB zu $T_M(t)$
37,20	0,48	0	29,00	0	29,00	0	29,00	0	29,0
37,00	1,10	1,25	-9,00	1,37	-15,93	1,45	-21,00	1,24	-8,40
36,00	3,58	2,85	44,00	2,94	38,39	3,38	12,20	2,9	41,00
35,00	5,18	4,1	65,00	4,24	56,53	4,60	35,00	4,1	65,00
34,00	6,57	5,3	76,00	5,37	71,82	6,00	34,00	5,2	82,00
33,00	7,92	6,37	93,10	6,71	72,41	7,42	30,10	6,5	85,00
32,00	9,27	7,40	112,00	7,90	82,00	8,70	34,00	7,8	88,00
31,00	10,82	8,9	115,00	9,50	79,00	10,10	43,00	9,1	103,00
30,00	12,43	10,2	134,00	10,90	92,00	11,80	38,00	10,6	110,00
29,00	14,18	11,8	143,00	12,42	105,57	13,40	47,00	12	131,00
28,00	16,08	13,6	149,00	14,50	95,00	15,10	59,00	13,9	131,00
27,00	18,23	15,5	164,00	16,80	86,00	17,80	26,00	16,1	128,00
26,00	20,63	18	158,00	19,01	97,39	20,20	26,00	18,8	110,00
25,00	n.b.	20,5		22,50		23,90		21,2	

Tabelle 44 - Zeitliche Abweichung Δt_n bei Erreichen der Temperaturschwellen T_n der FEM-Simulationen bezogen auf die gemessene Kerntemperaturkurve $T_M(t)$ von $A_2 = 52$ (Standard FE-Modell B20, schichtdickenorientiert: B2XA und volumenorientiert B2XB) für den CT-Scan $\Omega_2 = \text{LFD } 33$

Temperaturschwellen T_n für Kerntemperatur $T_M(t)$ [°C] aus Messung A_2	Zeitpunkt t_n [h] mit: $T_M(t_n) = T_n$	Zeitpunkt Standard-FE-Modell t_n' [h] mit: $T(t_n') = T_n$ für Standard-FE-Modell B20	Abweichung Standard-FE-Modell $\Delta t_n := t_n - t_n'$ [min] Standard-FE-Modell B20 zu $T_M(t)$	Zeitpunkt t_n' [h] mit: $T(t_n') = T_n$ schichtdickenor. FE-Modell B2XA	Abweichung $\Delta t_n := t_n - t_n'$ [min] schichtdickenor. FE-Mod. B2XA zu $T_M(t)$	Zeitpunkt t_n' [h] mit: $T(t_n') = T_n$ volumenor. FE-Mod. B2XB	Abweichung $\Delta t_n := t_n - t_n'$ [min] volumenor. FE-Mod. B2XB zu $T_M(t)$
37,20	n.b.	n.b.	n.b.	n.b.	n.b.	n.b.	n.b.
36	2,7	2,25	27	2,15	33	2,5	12
35	4,27	3,2	64,2	3,80	28,2	3,55	43,2
34	5,45	4,1	81	4,70	45	4,5	57
33	6,48	4,9	94,8	5,70	46,8	5,4	64,8
32	7,47	5,8	100,2	6,60	52,2	6,6	52,2
31	8,5	6,8	102	7,60	54	7,6	54
30	9,58	7,8	106,8	8,85	43,8	8,7	52,8
29	10,7	8,9	108	10,10	36	10	42
28	11,88	10,1	106,8	11,30	34,8	11,2	40,8
27	13,17	11,5	100,2	12,80	22,2	12,7	28,2
26	14,58	14,5	4,8	14,40	10,8	14,3	16,8
25	16,17	15	70,2	16,00	10,2	16,2	-1,8
24	18,05	16,9	69	18,60	-33	18,5	-27

Im Zeitmittel ergibt sich für das Standard-FEM B10 von $\Omega_1 = \text{LFD } 6$ eine Abweichung von $\mu_t(\Delta t) = 98$ min, für das FE-Modell B1XA waren es $\mu_t(\Delta t) = 30$ min und für das FE-Modell B1XAI erhält man $\mu_t(\Delta t) = 68$ min. Das FE-Modell B1XB zeigt eine mittlere zeitliche Abweichung von $\mu_t(\Delta t) = 84$ min. Für $\Omega_2 = \text{LFD } 33$ erhält man für das Standard-FE-Modell B20 von $\mu_t(\Delta t) = 80$ min, für das FE-Modell B2XA von $\mu_t(\Delta t) = 30$ Minuten und für das FE-Modell B2XB von $\mu_t(\Delta t) = 33$ min.

Zur Abschätzung des maximalen Einflusses von Segmentierungs- bzw. Modellierungsfehlern materialspezifischer Kompartimente wurden ausgehend vom Standard-FE-Modell B20 des CT-Scans $\Omega_2 = \text{LFD } 33$ drei Modellvarianten B20A, B20B, B20C erzeugt, die jeweils räumlich konstante Materialeigenschaften aufweisen: B20A / B20B / B20C besitzt dabei die

Materialeigenschaften von Fett / Muskel / einer volumenanteilsgerechten Mischung von Fett und Muskel. Bei den Abkühlungssimulationen mit B20A, B20B, B20C zeigten sich zum Teil drastische Abweichungen der Modellkurven $T(t)$ gegenüber der Modellkurve $T(t)$ des Standardmodells B20 und den gewebespezifisch individualisierten Modellen B2XA und B2XB. Alle simulierten Kerntemperatur-Zeit-Kurven $T(t)$ ergaben gegenüber der Kurve $T_M(t)$ der Abkühlmessung $A_2 = 52$ eine deutliche Überschätzung der Liegezeiten (siehe Tabelle 50) und somit eine zu langsame simulierte Abkühlung: Für das Einkomponenten-Fett-Modell B20A beträgt die Abweichung zur Messung ($\mu t(\Delta t_A) = -51$ min im Zeitmittel, für das Einkomponenten-Muskel-Modell B20B waren es $\mu t(\Delta t_B) = -208$ min im Zeitmittel und für das Einkomponenten-Misch-Modell B20C aus Muskel und Fett $\mu t(\Delta t_C) = -114$ min im Zeitmittel. Die Abkühlungssimulationen der anatomisch angepassten FE-Modelle B2XA (schichtdickenorientiert) und B2XB (volumenorientiert) zeigten eine deutliche bessere Annäherung an die Messkurve. Abbildung 53 liefert eine Übersicht aller Simulationsergebnisse für alle FE-Modelle von $\Omega_2 = \text{LFD } 33$. Für die zeitliche Mittelung war die Differenz des Erreichens der Temperaturstufen 37°C bis 24°C der simulierten Modellkurven B2XA, B2XB, B20A, B20B sowie B20C Grundlage. Diese wurden jeweils in Bezug auf die gemessene rektale Temperatur-Zeit-Kurve $T_M(t)$ von $\Omega_2 = \text{LFD } 33$ berechnet.

Zusammenfassend beurteilt zeigen die dargelegten Ergebnisse der Untersuchungen für den interkategoriellen Messartvergleich einen Vorteil für die indirekten CT-basierten Erhebungen, sowohl für die subkutane Fettschichtdicke in Form der CT-A-Methode als auch bei der volumetrischen Bestimmung des SAT und VAT. Für die optimale CT-basierte Schätzung der Fett- und Muskelvolumina mittels CFES wiederum lassen sich die CT-Einstellungen 140 kVp, 350 mAs, Head small Filter und Standardkernel bestimmen. Die Umsetzung der gewonnen Schichtdicken und Gewebsvolumina durch zwei grundlegend verschiedene Individualisierungsansätze in FE-Modellen zeigen die schichtdickenangepassten Modelltypen in beiden Beispielfällen ($\Omega_1 = \text{LFD } 6$, $\Omega_2 = \text{LFD } 33$) die geringste mittlere Abweichung des Temperatur-Zeit-Verhaltens zur rektalen Messkurve.

6 Diskussion

Die vorliegende Arbeit befasst sich mit der Bedeutung von abdominalem Körperfett für die Leichenabkühlung unter dem Aspekt der forensischen TTS. Hierzu wurde einerseits der CFES-Algorithmus weiterentwickelt, welcher die Volumina und die Lokalisation von abdominalem Subkutan- und Viszeralfett aus der Grauwertverteilung von CT-Bildern schätzt. Das Verfahren wurde auf einer Stichprobe Ω von $N = 32$ CT-Scans menschlicher Leichen evaluiert. Andererseits wurden die Ergebnisse des CFES-Algorithmus in zwei Beispielfällen B1 und B2 des Kollektivs verwendet, um die für die TTS erstellten Standard-FE-Modelle B10 und B20 unter Verwendung der CFES-Ergebnisse individualisierten FE-Modellen B1XA, B1XAI, B1XB und B2XA, B2XB zu transformieren. Mit dem individualisierten FE-Modelltyp B1XA bzw. B2XA ließ sich eine größere Realitätsnähe der Lösung der Wärmeleitungsgleichung für die Abkühlung der betreffenden Körper erreichen und damit die forensische TTS verbessern. Dadurch wurde die Optimierbarkeit der TTS durch Einbeziehung der CFES-Information über das abdominelle Körperfett demonstriert.

Die Untersuchungen dieser Arbeit ergaben, dass der CFES-Algorithmus zur Körperfettquantifizierung auf der Grundlage von CT-Schnittbildern von Leichenabdomen einsatzfähig ist. Von zentraler Bedeutung war es, die Robustheit des Algorithmus gegen anatomische Variation zu zeigen und die Anfälligkeit gegen Variation der CT-Parameter sowie Störungen der CT-Bilder durch Artefakte zu testen. Dazu wurde CFES auf einem Sample von $N = 32$ Leichen-CTs angewendet. Außerdem wurde zur Validierung des Algorithmus ein Test an einem künstlichen Testobjekt, einem Phantomkörper mit drei verschiedenen Materialkompartimenten, durchgeführt. Darüber hinaus wurden die Zusammenhänge zwischen zwei verschiedenen Qualitätsmaßen des CFES-Ergebnisses (dem erweiterten Signal-Rausch-Verhältnis τ und dem subjektiv-anatomischen Fehlermaß d der Quasi-Segmentierung), sowie deren Verbindungen mit dem CFES-Steuerungsparameter α , der im Abstandsmaß S_α als Wichtungsexponent auftritt, getestet.

Für die Verwendung der beiden Beispiel-CT-Scans Ω_1 und Ω_2 zum Test der Fett-Quantifizierungs- und Lokalisierungsergebnisse für die TTS wurde zu jedem der beiden CT-Scans Ω_1 und Ω_2 ein möglichst ähnlicher Fall A_1 bzw. A_2 aus der Datenbank der Abkühlungsfälle des IRM des UKJ gesucht. Dabei bezog sich die Ähnlichkeit auf anatomische Parameter wie Körpergewicht und Körperlänge. Zunächst wurden dann manuell

FE-Modelle der Körper zu Ω_i und A_i mit $i = 1,2$ erstellt, die die Informationen über die Körperkomponenten F und M auf verschiedene Arten – schichtdickenorientiert vs. volumenorientiert - umsetzen. Anschließend wurden mit den FE-Modellen zu Ω_1 und Ω_2 Simulationen der Abkühlvorgänge A_1 bzw. A_2 gerechnet, mit dem Ziel, die so ermittelten Kerntemperatur-Zeit-Kurven $T(t)$ mit den gemessenen Kurven $T_M(t)$ aus A_1 bzw. A_2 zu vergleichen.

Die Resultate der durchgeführten Untersuchungen und Entwicklungsschritte zeigten eine höhere Genauigkeit und eine Erweiterung der Anwendungsmöglichkeiten im Sinne einer Individualisierbarkeit gegenüber herkömmlichen Methoden der TTS: Für das Fallbeispiel B1, den übergewichtigen Konstitutionstyp, waren die Temperatur-Zeit-Verläufe $T(t)$ der individualisierten FE-Modelle B1XA, B1XAI, B1XB sowie sogar des Standardmodells B10 der Messkurve $T_M(t)$ besser angenähert als die Modellkurve MHH (Abbildung 52). Das schichtdickenbasierte Modell B1XA zeigt eine mittlere Differenz von $\mu_t(\text{RE}(B1XA, A_1)) = 0,7\%$ zur rektalen Messkurve und nähert den Temperatur-Zeit-Verlauf deutlich besser als alle anderen FE-Modelltypen an. Im Fallbeispiel B2, mit normalgewichtigem Konstitutionstyp, sind die Modellkurven $T(t)$ der individualisierten FE-Modelle B2XA und B2XB der Messkurve $T_M(t)$ geringfügig besser als die MHH-Modellkurve angenähert. In diesem Fall approximiert die Temperatur-Zeit-Kurve $T(t)$ des Standardmodells B20 die Messkurve $T_M(t)$ wenig schlechter als die MHH-Modellkurve (siehe Abbildung 53). Insgesamt zeigt aber auch im Fallbeispiel B2 der schichtdickenorientierte Ansatz B2XA mit einer mittleren Differenz von $\mu_t(\text{RE}(B2XA, A_1)) = 0,8\%$ die beste Annäherung an die Messkurve.

Die vorliegende Arbeit zeigte unter Verwendung von drei Kategorien von Messverfahren (direkt, semidirekt, indirekt), dass die maßgetreue Modellierung des Fettgewebes der menschlichen Leiche Einfluss auf den Temperatur-Zeit-Verlauf der Kerntemperatur bei der FE-Simulation der postmortalen Abkühlung hat (siehe auch Weiser 2018). Es wurde untersucht, ob und in welcher Form eine anthropometrische Erfassung der Fettschichtdicken bzw. Volumen als Inputparameter für eine Individualisierung der FE-Modelle geeignet ist.

Da die Zuordnung von Bildpixeln bei der Quasi-Segmentierung durch CFES zunächst ausschließlich mithilfe von für jedes Bild individuell berechneten Schwellenwerten auf der Grauwertskala erfolgte, konnte das Problem der Verteilungsenden, welche jeweils jenseits des Schwellenwertes t_{FM} liegen und damit zu einer Fehleinstufung von Pixeln der betroffenen Grauwerte führen können, für die Quasi-Segmentierung nicht gelöst werden. Da

typischerweise Pixel, in deren Gegenstandsbereich sich sowohl die Komponente F als auch die Komponente M befindet, jenseits des Schwellenwertes t_{FM} zu finden sind, wird das angesprochene Zuordnungsproblem auch ‚Mixed-Pixel-Problematik‘ genannt (Glasbey and Robinson, 2002). Trotzdem konnten im Validierungstest am Phantom Fehlerraten von 2,9% bzw. 7,9% für die Komponenten F bzw. M erreicht werden. Unter anderem war dies durch die nachträgliche Anwendung eines Median – Filters mit einer Fensterbreite von 3 Pixeln möglich (Hubig et al., 2018b). Streng genommen bringt dieses Vorgehen eine a-priori-Information in die Quasi-Segmentierung ein, indem angenommen wird, dass die darzustellenden Strukturen von ‚flächiger Natur‘ sind, d.h. dass die ‚lokalen‘ Höhen und Breiten der Strukturen F und M an den meisten Stellen wesentlich größer als die Fensterbreite des Filters sind.

Die verwendeten anthropometrischen Methoden zur Fettquantifizierung wurden in die drei Sparten ‚direkt‘, ‚semidirekt‘, ‚indirekt‘, unterteilt. Zunächst wurden die Messmethoden der abdominalen Hautfalte und der subkutanen Fettschichtdicke untersucht. Die Ergebnisse der absoluten und relativen Messwerte für HF-A und Z-A zeigten einen insgesamt hohen korrelativen Zusammenhang aber keine Übereinstimmung der Messwerte selbst (Vergleich Tabelle 49 und Tabelle 26). Erklärungsansätze lassen sich aus der bestehenden Literatur ableiten und auf die hier durchgeführte Methodik erweitern: Am Lebenden oder an der Leiche stellt die mittels Caliper gemessene Hautfaltendicke nicht die doppelte subkutane Fettschichtdicke, sondern etwa 70% davon dar (Lohman, 1981). An Leichen zeigte sich in praxi, dass zwischen erster und zweiter Messung mittels Caliper Messdifferenzen auftraten. Martin (1985) führt diesen Effekt insbesondere auf die Verschiebung des interstitiellen Wassers zurück. Dies wurde in unserem Kollektiv durch das subjektive Empfinden beim Greifen der Hautfalte bestätigt. Durch das schwerkraftbedingte Absinken des Blutes in die unteren Körperabschnitte (Hypostase-Effekt) können sowohl Differenzen zwischen zwei aufeinander folgenden Messungen als auch ein genereller Bias der subkutanen Fettschichtmessung mit dem Caliper auftreten (Madea et al., 2015, Shiotani et al., 2002). Ferner ist bei gekühlten Leichen aufgrund der temperaturabhängigen Viskosität des Fettgewebes die Palpation der subkutanen Hautfettfalte erschwert (Marjorie, 1965). Schlussendlich führt dies dazu, dass direkte Messungen nicht zwingend reliabel sind (Orphanidou et al., 1994). Dies schließt eine einfache und valide Erfassung der subkutanen Fettschichtdicken durch das Caliper an Leichen aus.

Die CT- basierte Messung, CT-A, als Messung der Dicke der subkutanen Fettschicht, wurde in den Messmethodenvergleichen als anthropometrischer ‚Goldstandard‘ angenommen. Bei den anthropometrischen Zollstockmessungen Z-A mit invasiver Schnittsetzung am subkutanen Fettgewebe kann es durch die Lageänderungen der Leiche von Bauch- in Rückenlage oder umgekehrt in einem gewissen Umfang zur Zu- oder Abnahme der ursprünglichen Gewebedicken kommen. Dies steht im Gegensatz zur CT-basierten Schichtdickenmessung, bei der die untersuchte Leiche in derselben Lage aufgenommen wurde, in der die Abkühlung stattfindet. Das Fettgewebe wird durch den Auflagedruck komprimiert. Die bereits beschriebenen Hypostase-Effekte, einhergehend mit einer nicht mehr aktiv regulierten Flüssigkeitsverteilung in der Leiche scheinen eine plausible Ursache zu bieten. In der praktischen Anwendung sind weitere Einschränkungen für die Zollstockmessung zu benennen: Bei Tötungsdelikten ist es teilweise nicht möglich, Schnitte zur Messwerterfassung im subkutanen Bereich zu setzen, da dieser später asserviert und/oder einer histologischen Untersuchung unterzogen werden muss. Die am CT-Schnittbild bestimmten Messwerte CT-A der Dicke der subkutanen, abdominalen Fettschicht unterschieden sich gegenüber den Werten der invasiven Zollstockmessung Z-A wider Erwarten (siehe Tabelle 25).

Es bestand eine generelle Tendenz zu niedrigeren Werten der CT-A gegenüber der Z-A (Vergleich Tabelle 25). Die Dreifachmessung CT-A mittels Messwerkzeug in ImageJ am CT-Schnittbild zeigte keine deutliche Streuung der Messwerte zwischen den einzelnen Messungen (siehe Tabelle 25). Die beiden Messungen CT-A und Z-A wurden zu unterschiedlichen Zeitpunkten und bei leicht unterschiedlicher Körperlage der Leiche durchgeführt. Streckung und Stauchung des Abdomens in Folge der passiven Bewegung der unteren Extremität bzw. der Hüfte könnten eine Veränderung der subkutanen Fettschichtdicken zur Folge gehabt haben. Austrocknungsprozesse an der Leiche hingegen sind kein geeigneter Erklärungsansatz des Unterschiedes zwischen CT-A und Z-A-Ergebnis, da das CT zumeist zeitnah (1-24 h) vor der Sektion erfolgte. Der nichtinvasive, indirekte Messansatz der subkutanen Fettschichtdicken am CT-Schnittbild stellt insgesamt die geeignetste und reproduzierbarste Form, Parameterwerte für die Individualisierung des FE-Modells zu generieren, dar.

Die methodische Untersuchung anhand von Umfangsmaßen und von Werten anthropometrischer Indices die Volumen V_{VF} bzw. V_{SF} des viszeralen und subkutanen

abdominalen Fettes zu schätzen, stellte einen weiteren Fokus der Arbeit dar. Konkret wurde geprüft, ob sich die Volumenschätzungen V_{VF}^* der CFES-Quasi-Segmentierung durch einfacher zu ermittelnde Vorhersageparameter für das VAT, namentlich durch den BMI, das WHR oder den KVIST-Schätzungen ersetzen lassen. Nach den Resultaten der vorliegenden Arbeit sind weder BMI, noch WHR oder die KVIST-Schätzungen geeignete Mittel um die Volumen V_{SF} und V_{VF} von SAT und VAT zu bestimmen (Vergleich Tabelle 27). Die Gruppe der Indices wie WHR, BMI und KVSIT-Formeln (Kvist et al., 1988) scheinen nur wenig Information über anthropometrische Volumenparameter, insbesondere für das VAT (siehe Tabelle 29 sowie Abbildung 37 und Abbildung 38 für KVIST-Formeln) der Leiche zu enthalten: Die Ergebnisse der vorliegenden Studie am Leichenkollektiv zeigten nur eine mittlere lineare Korrelation des WHR zum VAT-Volumen (siehe Tabelle 26 und Abbildung 36). In der Literatur finden sich ferner widersprüchliche Aussagen zur Korrelation des WHR zum VAT-Volumen. Seidell et al. (1989) beschreibt eine relativ hohe Korrelation des WHR zum Volumen des abdominalen Fettes insgesamt. Pinho et al. (2017) zeigte nur im Verbund mit weiteren anthropometrischen Parametern einen Zusammenhang der beiden Größen. Insgesamt erscheint es unter anatomischen Gesichtspunkten sinnvoll, wenn auch in der aktuellen Modellentwicklung dieser Arbeit noch nicht so verfahren wurde, den WHR bei der FE-gestützten Todeszeitschätzung ggf. für vordefinierte Modellkonstitutionstypen (androide bzw. gynoide Fettverteilung) zu berücksichtigen. Durch den im Rahmen der Untersuchung am Leichenkollektiv dargestellten Geschlechterunterschied (Tabelle 28) liegt es nahe zu vermuten, dass sich die in der Literatur beschriebene Körperbautypisierung in einen androiden und gynoiden Stereotyp auch auf den WHR auswirkt ((Thomou et al., 2010), Vergleich Tabelle 53). Der Konstitutionstyp steht im engen Zusammenhang mit der räumlichen Fettverteilung am menschlichen Körper. Die Fettverteilung beeinflusst die TTS. Für Entwicklungsschritte eines FE-Modells hin zu einer konstitutionsspezifischen Individualisierung könnte der WHR daher einen sinnvollen, schnell und einfach zu gewinnenden Input darstellen. Bezüglich der Aussagekraft für die VAT-Volumenschätzung zeigen Hu (2008) und Pouliot et al. (1994) Vorteile des Taillenumfangs TI-M gegenüber dem Taillen-Hüften Umfangsverhältnis WHR.

Der BMI der untersuchten Leichen erwies sich unter der Anwendung eines verteilungsfreien Tests (Tabelle 24) als signifikant geschlechtsdimorph (männlich: 25,8; weiblich: 23,5). Gegenüber dem Leichenkollektiv wies die Bundesdeutsche Bevölkerung über 18 Jahre im

Jahr 2013 einen leicht höheren BMI (männlich: 26,5; weiblich: 25) auf (Vergleich: Länder (2013)).

Die Nutzung einzelner, dem WHR assoziierter, anthropometrischer Umfangswerte, wie die manuell gemessenen Hüft- und Taillenumfänge Hü-M und TI-M, stellen unter Berücksichtigung der statistischen Auswertung dieser Maße am vorliegenden Leichenkollektiv keinen geeigneten Inputparameter für die FE-Modellgenerierung dar: Der TI-M-Wert zeigt in vielen Untersuchungen eine positive Korrelation zu VAT (Després et al., 1991, Pintér et al., 2017, Pouliot et al., 1994). Im Leichenkollektiv war allerdings nur ein empirischer Korrelationskoeffizient von etwa $R = 0,6$ zwischen TI-M und VAT-M gegeben (Tabelle 26). Damit lag der korrelative Zusammenhang unterhalb der in der Literatur angegebenen Werte (Vergleich: empirischer Korrelationskoeffizient: $R = 0,73$ in Pintér et al. (2017)). Der empirische Korrelationskoeffizient für das Wertepaar TI-M zu CT-VAT war mit $R = 0,46$ noch geringer. Eine Schätzung des viszeralen Fettvolumens V_{VF} aus dem Taillenumfang TI-M ist somit mit hohen Unsicherheiten behaftet und daher zur Verbesserung der temperaturgestützten Todeszeitschätzung nicht geeignet.

Die geschlechterspezifischen Formeln zur VAT-Berechnung von Kvist et al. (1988) boten weitere Vergleichsmöglichkeiten in Bezug auf die Schätzung V_{VF}^* des Volumens V_{VF} des viszeralen Fettes mittels des CFES-Algorithmus (siehe: 4.1.3). Die Resultate der Schätzungen von V_{VF} mit Hilfe der Kvist-Formeln unterschieden sich von den manuell ermittelten Werten von VAT-M bzw. vom CFES-Output $V_{VF}^* = CT-VAT$. Die Differenzen der nach den Kvist-Formeln (geschlechtsabhängiges 1. Formelpaar) errechneten Massenschätzer $m_{VF,Kvist(\omega)}^*$ zu den Schätzwerten $m_{VF(\Omega)}^*$ aus CFES bzw. zu den Schätzwerten $m_{VF,VAT-M(\Omega)}^*$ wurden über alle $N = 32$ Fälle des Kollektivs gemittelt zu: $\mu_{\Omega}(m_{VF,Kvist(\omega)}^* - m_{VF(\Omega)}^*)$ bzw. $\mu_{\Omega}(m_{VF,Kvist(\omega)}^* - m_{VF,VAT-M(\Omega)}^*)$. Dabei stellte sich heraus, dass der manuelle gewonnene VAT-M Massenschätzer $m_{VF,Kvist}^*$ aus den Kvist-Formeln den VAT-M-Schätzwert $m_{VF,VAT-M}^*$ über- und den CFES-generierten CT-VAT-Wert m_{VF}^* unterschätzt (siehe Tabelle 29). Im Vergleich zwischen mit KVIST-Formeln bestimmten Massen des Abdominalfettes und den segmentierten CT-VAT-Massen war allerdings keine ausreichende Korrelation festzustellen (Tabelle 26). Folglich ist davon auszugehen, dass die beiden Methoden bzw. Schätzer auf unterschiedliche Einflussgrößen sensibel sind (Kvist et al., 1988).

Die aus CT-SD (abdominaler Sagittal-Durchmesser) nach den KVIST-Formeln errechneten VAT-Fettschätzwerte $m_{VF,Kvist(\omega)}^*$ stellen folglich in praxi keine Grundlage dar, das FE-

Modell zu individualisieren. Tabelle 29 zeigt einen Bias von KVIST-VAT gegenüber VAT-M im Sinne einer Überschätzung $KVIST-VAT > VAT-M$ sowie einen weiteren Bias von KVIST-VAT in Vergleich zu CT-VAT im Sinne einer Unterschätzung $KVIST-VAT < CT-VAT$. Beide Abweichungen sind von erheblicher Größenordnung. Da CT-VAT durch die Validierung von CFES am Dreikomponentenphantom als zumindest teilweise validiert gelten kann, wird CT-VAT im vorliegenden Vergleich als Referenz betrachtet. Aufgrund der Tatsache, dass VAT-M durch manuelle Separation des Viszeralfetts bei der Sektion gewonnen wurde, erscheint der Negativbias gegen CT-VAT plausibel (Clarys et al., 2005). Der Bias der Variable KVIST-VAT gegen CT-VAT ist ebenfalls nicht überraschend, wenn man berücksichtigt dass es sich bei KVIST-VAT(CT-SD) um eine indirekt erhobene Größe handelt. Zudem fehlt ein potentieller Vorteil gegenüber CT-VAT, welcher den zusätzlichen anthropometrischen Messaufwand für KVIST-VAT rechtfertigen könnte.

In der Stichprobe befanden sich nur wenige weibliche Leichen. Daher sind die Ergebnisse der statistischen Vergleiche von Variablen in Tabelle 26 in den beiden Untergruppen ‚weiblich‘ und ‚männlich‘ nur unter Vorbehalt gültig, nämlich als plausible Aussagen, die noch weiterer Bestätigung bedürfen. Eine robuste Anwendung des t-Tests benötigt eine gewisse Mindestanzahl von Fällen, etwa $n > 30$ (Rasch et al., 2014).

Die Literatur referiert, in Übereinstimmung mit allgemein anerkannten Geschlechtsspezifika, bei Männern durchschnittlich mehr VAT im Verhältnis zu SAT, als bei Frauen (Eastwood et al., 2013). Die hier durchgeführte statistische Untersuchung kann einen derartigen Unterschied nicht klar belegen. Allerdings zeigt sich, abgesehen von den Unterschieden in den reinen CT-VAT Schätzwerten m_{VF}^* für CT-VAT und m_{SF}^* für CT-SAT, im daraus gebildeten Quotient (Fettquotient = $CT-SAT/CT-VAT = m_{SF}^*/m_{VF}^*$) ein deutlicher Geschlechtsunterschied (siehe Abbildung 60), der die Darstellung des Geschlechtsdimorphismus in der Literatur untermauert.

Ferner konnte im Untersuchungskollektiv (Abbildung 35) die in der Literatur beschriebene Geschlechtsspezifität des WHR gezeigt werden (Kissebah and Krakower, 1994, Hermanussen, 2013, Knußmann, 1996, Pou et al., 2009, Hu, 2008). Physiologisch kann der vorliegende Altersschnitt von 61 Jahren der weiblichen Gruppe in Bezug auf postmenopausale Änderung der Fettakkumulation (Kissebah and Krakower, 1994) eine Minderung der WHR-Differenz der Untergruppe ‚w‘ zur Untergruppe ‚m‘ herbeiführen. In

einer repräsentativeren Population wäre eine stärkere WHR-Differenz zwischen den Untergruppen zu erwarten.

Eine Bewertung der anthropometrischen Schätzergebnisse für die VAT- und SAT-Volumen V_{VF} und V_{SF} bzw. -Massen m_{VF} und m_{SF} wurde durch Vergleich mit den Ergebnissen des CFES-Algorithmus für die Abdomen durchgeführt. Zu den bereits publizierten Ergebnissen am Dreikomponentenphantom (Schenkl et al., 2017, Hubig et al., 2018b) zeigten sich dabei am Leichenkollektiv Übereinstimmungen in der Wahl der CT-Geräte-Einstellungen (Tabelle 31 und Tabelle 33). Unterschiede ergaben sich in Bezug auf die Wahl des Wichtungsexponenten α (Abbildung 42 und Tabelle 55) unter direkter Abhängigkeit der jeweils optimalen Ergebnisse der Volumenschätzungen CFES-Algorithmus.

Der CFES-Algorithmus stellt ein am Dreikomponentenphantom erfolgreich validiertes, indirektes Hilfsmittel zur Schätzung des Fettgewebsvolumen dar. Zur direkten, objektiven Validierung der CFES-Schätzer V_{VF}^* und V_{SF}^* bzw. -Massen m_{VF}^* und m_{SF}^* anhand der Leichen-CTs fehlen allerdings verlässliche, direkt gewonnene Messwerte V_{VF}^+ , V_{SF}^+ , m_{VF}^+ , m_{SF}^+ . Dieses Problem wurde im Rahmen der Arbeit einerseits durch die Validierung der CFES-Schätzungen am Dreikomponentenphantom, und andererseits durch die Validierung der Ergebnisse $W_\alpha(\Omega)^*$ der Quasi-Segmentierungen von CT-Scans Ω , die ihrerseits auf den CFES-Schätzungsergebnissen zu dem jeweiligen CT-Scan Ω aufsetzen, wenigstens ‚ansatzweise‘ gelöst (siehe Abbildung 42). Die Bewertung des Quasi-Segmentierungsergebnisses $W_\alpha(\omega)^*$ jedes CT-Slices ω durch Zuordnung des anatomischen Fehlers $d(\omega, W_\alpha(\omega)^*)$ erfolgte allerdings durch einen menschlichen Beobachter mit anatomischem Vorwissen.

Die Qualität der Quantifizierung und Quasi-Segmentierung mit dem CFES-Algorithmus unterliegt charakteristischen Störeinflüssen, die von der Qualität des CT-Schnittbildes ω abhängig sind und in direkter Abhängigkeit zum Grauwerthistogramm $H(\omega)$ an den CFES-Output weitergegeben werden. In der Regel ist eine materialspezifische Streuung des CT-Wertes unvermeidbar (Kalender, 2006). Diese kommt im Grauwerthistogramm $H(\omega)$ als die statistische Streuung S_Ξ der geschätzten Grauwertverteilung f_Ξ^* der Komponente $\Xi = F, M$ zum Vorschein. Die Streuung S_Ξ hängt u.a. von den CT-Parametern ab und kann durch die Wahl einer optimalen Parameterkombination minimiert werden (siehe Abbildung 42). Ein weiterer, in der Radiologie bekannter und für die CFES-Effektivität bedeutsamer Effekt ist die sogenannte Strahlauvhärtung, d.h. die Verschiebung des eingestrahnten Röntgenenergie-

spektrums bei Passieren des Objektes hin zu höheren Energien. Objektkompartimente mit hoher Elektronendichte (z.B. Knochen oder Hüftgelenksprothesen) können durch diesen Mechanismus zur charakteristischen Verfälschung der Grauwerte von weniger dichten Kompartimenten (z.B. Fett- oder Muskelregionen) im Bild führen. Dieser Qualitätsverlust führt dazu, dass das Grauwert histogramm eine entsprechende Verfälschung erfährt, was die Trennung der Verteilungen f_F und f_M durch den CFES-Algorithmus stört. Qualitätsminderungen durch unpassende CT-Einstellungen in Bezug auf die Wahl des Faltungskerns und der Filtertypen sowie die nicht optimale Wahl des Wichtungsexponenten α konnten experimentell mittels Leichen- CTs minimiert werden. Da für das Dreikomponentenphantom bekannten Volumenwerte V_F , V_M , V_K der Gewebesurrogate vorlagen, konnten die CT-Parameter Röhrenspannung U , Röhrenstrom Q_{CT} , Faltungskern und Filter bei mehreren CT-Scans optimiert werden (siehe Tabelle 32). Die besten CFES-Schätzungsergebnisse erbrachten die Einstellung $U = 140$ kVp, $Q_{CT} = 350$ mAs, „Standard“-Faltungskern und „Head small“-Filter. Bei Anwendung dieser Einstellungen zeigte sich auch bei den Abdomen eine prinzipiell gute, kontrastreiche Darstellung von Muskel- und Fettgewebe im Leichenkollektiv. Unterstützt wird diese Annahme durch die beobachtete negative Rückkopplung durch automatisierte CT Einstellungen, welche mit Hilfe der aktivierten Dosisreduktion im CT Scanner mit nur $U = 120$ kVp und variablem Röhrenstrom Q_{CT} durchführt wurden (siehe Abbildung 39).

Weiterhin ergab sich ein negativer Effekt bei Verwendung des Knochenfensters („Edge“-Faltungskern), welches den Kontrast zwischen Fett- und Muskelkomponente stark verringerte, da es dazu dient, Knochen mit im Vergleich zu Fett und Muskel wesentlich höherer Materialdichte zu segmentieren.

Bei den Quasi-Segmentierungsläufen an den CT-Scans des Leichenkollektivs konnten weitere Erfahrungen mit den bei der Validierung am Phantom in Hubig et al. (2018b) etablierten CFES-Funktionsgrößen Wichtungsexponent α , gewichtete Quadratsumme der Grauwertabstände S_α über alle Pixel, Fettverhältnis z , erweitertes Signal-Rauschverhältnis τ , und anatomische Fehlerrate $D(\Omega, W_\alpha(\Omega)^*)$ gewonnen werden. In Anwendung auf die Abdomen zeigten sie folgende Ergebnisse:

(A) Der über alle CT-Slices ω eines CT-Scans Ω gemittelte Schätzer $\mu_\omega(\tau_\alpha(\omega)^*)$ des τ -Wertes als Parameter, der ein plausibles Maß für die Trennbarkeit von F und M im Grauwert histogramm $H(\omega)$ darstellt, steigt im gesamten Kollektiv – also weitgehend

unabhängig von der Qualität der CT-Schnittbilder - mit zunehmenden α im Bereich von $\alpha = -3$ bis $\alpha = 3$ an (siehe Abbildung 46).

(B) Der in (A) genannte Anstieg besitzt bei allen CT-Scans Ω qualitativ eine ähnliche Gestalt: Ein anfänglich steiler Anstieg von $\mu_{\omega}(t_{\alpha}(\omega)^*)$ im niedrigen α -Bereich (z.B. von $\alpha = -2$ nach $\alpha = -1$) wird von einer moderaten Anstiegsphase einer Konstantphase oder sogar einem sehr schwachen Abfall bei höheren α -Werten abgelöst (siehe Abbildung 46 und Tabelle 36).

(C) Es zeigte sich an den untersuchten Beispielfällen $\Omega = \text{LFD } 8$ und $\Omega' = \text{LFD } 32$ erwartungsgemäß eine deutliche Abhängigkeit des τ -Wertes $\mu_{\omega}(t_{\alpha}(\omega)^*)$ von der Qualität der CFES-Quasi-Segmentierbarkeit. Hieraus lässt sich die Vermutung ableiten, dass bei schlechter CT-Scan-Qualität, also bei geringen Werten von τ^* , die Wahl des optimalen Wichtungsexponenten α von größerer Bedeutung ist, als bei hoher Qualität des CT-Scans.

Je geringer die anatomische Fehlerrate $D(\Omega, W_{\alpha}(\Omega)^*)$ eines CT-Scans Ω bei gleichbleibendem α ausfiel (siehe Abbildung 48), desto höher war der Wert $\mu_{\omega}(t_{\alpha}(\omega)^*)$:

$$\forall \alpha = -3, \dots, 3: [\Omega \neq \Omega': D(\Omega, W_{\alpha}(\Omega)^*) < D(\Omega', W_{\alpha}(\Omega')^*) \Leftrightarrow \mu_{\omega}(t_{\alpha}(\omega)^*) > \mu_{\omega'}(t_{\alpha}(\omega')^*)]$$

Einschränkend müssen hier die folgenden beiden Tatsachen erwähnt werden: Erstens umfasste der oben erwähnte Vergleich von Ω und Ω' nur die beiden CT-Scans von den beiden äußersten Enden des Qualitätsspektrums. Zweitens kann mangelnde CT-Bildqualität (starkes Bildrauschen, geringer F-M-Kontrast, Artefakte) zu fehlerhafter Anpassung des Grauwertspektrums in CFES und damit zu einem fehlerhaften τ -Wert-Schätzer $\tau_{\alpha}(\omega)^*$ in vielen CT-Slices ω führen. Dadurch kann der Mittelwert $\mu_{\omega}(t_{\alpha}(\omega)^*)$ ebenfalls einen starken Fehler aufweisen. Für nicht-optimale CT-Parameterwerte ist also mit starkem Rauschen des τ -Wert-Schätzers $\tau_{\alpha}(\omega)^*$ zu rechnen, so dass die oben als Formel beschriebene Ordnungsbeziehung zwischen $D(\Omega, W_{\alpha}(\Omega)^*)$ und $\mu_{\omega}(t_{\alpha}(\omega)^*)$ am „unteren Ende“ des CT-Parameterqualitätsspektrums nur erheblich gestört vorliegen dürfte.

(D) Der für die CFES-Quasi-Segmentierung optimale α -Wert α_{Opt} , definiert als der α -Wert mit der niedrigsten anatomischen Fehlerrate $D(\Omega, W_{\alpha}(\Omega)^*)$ für einen CT-Scan Ω , lag bei den Leichenabdomen bei $\alpha_{\text{Opt}} = +1$, beim Dreikomponentenphantom hingegen bei $\alpha_{\text{Opt}} = -2$. Der Ergebnisunterschied steht möglicherweise im Zusammenhang mit dem unterschiedlichen Anteil des Fettgewebes z zwischen Abdomen und Dreikomponentenphantom, der im Falle der Abdomen wesentlich niedriger geschätzt werden muss als der Anteil $z = 0,9 = 90\%$ im Phantom.

Als Konsequenzen der Punkte (A) – (D) lässt sich festhalten:

Die Qualität der CFES-Quasi-Segmentierung kann für praktische Zwecke unabhängig von der anatomischen Fehlerrate $D(\Omega, W_\alpha(\Omega)^*)$ durch den Mittelwert $\mu_\omega(t_\alpha(\omega)^*)$ des τ -Wert-Schätzers über alle CT-Slices eines CT-Scans Ω eingeschätzt werden. Ein direkter, stochastischer Zusammenhang zwischen der anatomischen Fehlerrate $D(\Omega, W(\Omega)^*_\alpha)$ und dem über alle CT-Slices ω eines CT-Scans Ω gemittelten Schätzwert $\mu_\omega(\tau(\omega)^*_\alpha)$, der die Separierbarkeit der Parameterkomponenten F und M messen soll, konnte nicht festgestellt werden (siehe Abbildung 48). Diese Vermutung wurde a priori aufgrund einer strukturellen Ähnlichkeit der Variablen τ zum Signal-Rausch-Verhältnis-Parameter und zur t-Statistik des t-Tests in der Theorie stochastischer Tests aufgestellt. Das Ansteigen des τ -Wertes korreliert allerdings deutlich mit einem steigenden α (siehe Variogramm Abbildung 46).

Die Auswahl eines optimalen α -Wertes für die Fettquantifizierung und Quasi-Segmentierung durch CFES erscheint beim momentanen Entwicklungsstand weder in theoretisch fundierter Weise, noch gestützt durch ausreichend viele Experimente möglich. Lediglich eine Ad-hoc-Empfehlung für die Wahl von α lässt sich angeben: Für menschliche Abdomen scheint der optimale α -Wert im Bereich $\alpha = -1, 0, 1$ mit Tendenz zu $\alpha = 1$ zu finden zu sein.

Bezüglich der Fett-Quantifizierung durch CFES aus CT-Schnittbildern vermeidet der verwendete Ansatz, den z-Wert-Schätzer z^* aus der Anpassung der theoretisch erwarteten Grauwertverteilung im Histogramm an das tatsächliche Histogramm zu gewinnen, viele der von Glasbey und Navajas (Glasbey and Robinson, 2002, Navajas et al., 2010) beschriebenen Probleme mit harten Schwellenwerten im Schnittbereich beider Verteilungen (Mixed-Pixel-Problematik). Die von CFES ausgegebenen Schätzwerte der Pixelanzahlen Q_F^* und Q_M^* , der Volumina V_F^* und V_M^* , sowie der Massen m_F^* und m_M^* sind von diesen Problemen nicht betroffen. Im Gegensatz hierzu steht das Faktum, dass für die Quasi-Segmentierung $W_\alpha(\omega)^*$ jedes einzelnen CT-Slices ω mit einem harten Schwellenwert $t_{FM} = t_{FM,\alpha}(\omega)^*$ gerechnet wird, per Definition von ω und α abhängt.

Für eine positive Bewertung der Ergebnisse des CFES-Algorithmus spricht, dass die Schätzer E_F^* und E_M^* der Erwartungswerte der Fett- und Muskelgrauwertverteilungen f_F und f_M auf der HU-Skala mit den rechnerisch nach Fullerton (1980) bestimmten hinreichend übereinstimmen (Vergleich Abschnitt 5.3.1 und Tabelle 31). Im Detail zeigt sich der Unterschied durch die Dichtedifferenz zwischen Bienenwachs (Dreikomponentenphantom)

und Fett sowie durch die Abhängigkeit der CT-Zahl von der Röhrenspannung U erklärbar. Das Bienenwachs-HU-Wert-Maximum von $E_F^* = -69$ HU des Phantoms in Tabelle 31 (experimentelle Dichte $0,98 \text{ g/cm}^3$) differiert zu dem von FULLERTON errechneten, idealen CT-Werten $E_F^+ = -94$ HU für Fett bei einer vorausgesetzten Dichte von $0,93 \text{ g/cm}^3$ und einem Röhrenspannungswert $U = 79$ kVp. Die in den experimentellen CT-Scans eingesetzten Röhrenspannungswerte lagen bei $U = 120$ kVp und 140 kVp.

Als weiteres Qualitätsmaß der CFES-Ergebnisse lässt sich die anatomische Fehlerrate $D(\Omega, W(\Omega)^*)$ heranziehen. Bei guter CT-Bildqualität (geringes Rauschen, F-M-Kontrast, keine Artefakte) ließ sich mit optimalem α -Wert α_{Opt} eine anatomische Fehlerrate von $D(\Omega, W(\Omega)^*) < 5\%$ erreichen (Beispiel: $\Omega = \text{LFD 32}$ in Abbildung 45)). Die Abhängigkeit der Qualität der CFES-Volumenschätzungen V_F^* und V_M^* von der CT-Bildqualität (geringes Rauschen, F-M-Kontrast, keine Artefakte) ist durch den Vergleich der CFES-Ergebnisse für die beiden CT-Scans $\Omega = \text{LFD 8}$ und $\Omega = \text{LFD 32}$ belegt. Die Standardabweichung $\sigma_\alpha(V_{VF,\alpha}^*)$ und $\sigma_\alpha(m_{VF,\alpha}^*)$ der segmentierten VAT-Volumen und -Massen des qualitativ guten Abdomenscans $\Omega = \text{LFD 32}$ lag über $\alpha = -3, \dots, 3$ gemittelt deutlich unter der des schlechteren Scans $\Omega = \text{LFD 8}$ (siehe Tabelle 37).

Neben den Komponenten F und M ist für die Leichenabkühlung das Knochenmaterial K eine wichtige Komponente. Knochen ist in seiner Gewebestruktur im Vergleich zum Muskel- und Fettgewebe deutlich heterogener. Beim Vergleich der CFES-Schätzwerte V_K^* des Knochenvolumens fällt die große Differenz zu den Volumenwerten V_K des Standard-FE-Modells auf (Vergleich Tabelle 20). Dieser Befund ist als Hinweis auf die Tatsache interpretierbar, dass der CFES-Algorithmus aufgrund der großen Dichteunterschiede im Knochen nur diejenigen Pixel mit sehr hohen Dichtewerten, dementsprechend die Kompakta zum Knochenvolumen zählt. Pixel, die zwar räumlich von Pixeln mit hohen Dichtewerten umschlossen sind, selbst jedoch einen für die Muskel-Knochen-Schwelle t_{MK} zu geringen Dichtewert besitzen, werden nicht als zum Knochenvolumen gehörig gewertet. Dadurch ist es plausibel, dass CFES das wahre Knochenvolumen V_K^+ mit seinem strikt histogrammbasierten Ansatz unterschätzt. Dieses Problem wurde insofern nicht bei der Generierung der FE-Modelle relevant, als das Knochenvolumen V_K der Modelle nicht entsprechend der CFES-Schätzwerte V_K^* angepasst wurde. Die in den FE-Modellen eingegebenen Materialeigenschaften von Knochen berücksichtigten allerdings mit der Dichte von nur $\rho_K = 1,37 \text{ g/cm}^3$, dass es sich nicht ausschließlich um kompaktes Knochenmaterial handelt. Die

harte Kompakta mit hoher Dichte steht dementsprechend im Gegensatz zum fetthaltigen Knochenmark. Im Hinblick auf die Bedeutung der Komponente K für die FE-Modellerstellung muß an dieser Stelle erneut auf die Funktionsweis zur Detektion von K in CT-Schnittbildern durch CFES verwiesen werden. Das Knochenmark wird durch CFES bei der Quasi-Segmentierung aber auch bei der Fett-Quantifizierung vermutlich aufgrund seiner ähnlichen Dichte in nicht vernachlässigbaren Anteilen der Komponente F oder der Komponente M zugeordnet. Neben der Wirbelsäule geschieht dies insbesondere bei den Darmbeinschaukeln, welche innerhalb der zu segmentierenden Abdomenzone liegen. Im Knochenmark steigt der Fettanteil mit zunehmen Alter deutlich an (Griffith et al., 2006). Der unerwünschte Fehlklassifizierungseffekt könnte demnach durch das hohe Durchschnittsalter im Leichenkollektiv noch verstärkt worden sein.

Im Vergleich zu den anthropometrischen Datenerhebungen wies die CFES-Quasi-Segmentierung des Muskel- und Fettgewebes trotz der teils problematischen Zuordnung der Knochenbestandteile eine insgesamt hohe Validität auf (siehe Abbildung 42). Gegenüber den lediglich auf Basis indirekter anthropometrischer Schätzungen zu ermittelnden VAT-Massen, zeigt der CFES-Quantisierungs- und Quasi-Segmentierungsansatz deutliche Vorteile im Sinne einer schnellen und reproduzierbaren Gewebezuzuordnung.

Sowohl anatomische Informationen aus anthropometrischen Messungen, als auch alternativ die Ergebnisse des CFES-Algorithmus wurden für die Erstellung von FE-Modellen zweier Leichen $\Omega = \text{LFD } 6$ und $\Omega = \text{LFD } 33$ verwendet. In das von Mall (2000) entwickelte Standard-FE-Modell wurden durch manuelle Veränderungen im schichtdickenorientierten Ansatz Informationen zu Fett- und Muskelschichtdicken, im volumenorientierten Ansatz Angaben zu Muskel- und Fettschichtvolumen V_M und V_{VF} bzw. V_{SF} bei der Modellindividualisierung eingebracht. Beide Ansätze in den zwei modellierten Fallbeispielen führten zu besseren Simulationsergebnissen im Sinne $T(t)$ der tatsächlich gemessenen Abkühlkurven $T_M(t)$ (siehe Abbildung 52 und Abbildung 53). Die beste Annäherung an die tatsächliche Messkurve $T_M(t)$ konnte mit dem schichtdickenorientierten Ansatz über die Messung und Anpassung der Fett- und Muskelgewebesichtdicken im Bauchraum erzielt werden. Der volumenorientierte Ansatz zeigte gegenüber dem jeweiligen Standard-FE-Modell ebenfalls eine Verbesserung des Temperatur-Zeit-Verlaufs (Ergebnisübersicht: Tabelle 41 und Tabelle 42). Die beiden Fallbeispiele unterschieden sich dabei. Beispielfall $\Omega = \text{LFD } 6$

weist einen überdurchschnittlichen BMI auf und zeigte eine höhere Sensitivität gegen Geometrie-Änderungen im schichtdickenorientierten und im volumenorientierten Ansatz als Beispielfall $\Omega = \text{LFD 33}$ mit durchschnittlichem BMI. Die zeitliche Abweichung Δt von der bekannten Todeszeit betrug im Mittel über alle Punkte t des Zeitgitters der Abkühlung $\mu t(\Delta t) = 30 \text{ min}$ (siehe Tabelle 43 und Tabelle 44). Im Fall von $\Omega = \text{LFD 33}$ mit einem eher durchschnittlichen BMI lag die mittlere Abweichung $\mu t(\Delta t)$ beider Methoden zur bekannten Todeszeit nur bei wenigen Minuten (siehe Abbildung 53). Dementsprechend stützt das Ergebnis dieses Vergleiches die Annahme, dass sowohl im Falle eines normalen wie auch eines erhöhten BMI eine individualisierte FE-Modellierung zu besseren Ergebnissen in der TTS führen kann (Ergebnisübersicht: Tabelle 41 und Tabelle 42 sowie Abbildung 52 und Abbildung 53).

Bei den FE-Simulationsexperimenten mit entsprechend den CFES-Ergebnissen individualisierten FE-Modellen erwies sich der manuell durchzuführende Schritt der FE-Gitteränderung als größtes Hindernis. Bei großen Fettgewebsvolumen, insbesondere des VAT, konnte der Transfer in die Bauchraumgewebe nicht immer im vollen Umfang erfolgen, ohne die Modellgeometrie und damit auch die definierten Temperaturzonen des Anfangstemperaturfeldes stark abzuändern.

Der intermediäre Ansatz einer Änderung der Gewebeschichtdicken bei gleichzeitiger anatomiegetreuen Abbildung der Körperoberfläche (Thorax- Hüfthöhenverlauf), führte zu keiner weiteren Annäherung der simulierten Abkühlkurve $T(t)$ an die gemessene Kurve $T_M(t)$, vielmehr zu einer geringfügig schlechteren Approximation.

Im Kontrast zur FE-Modell-Individualisierung wurden auch die Abkühlkurven $T(t)$ von Einkomponentenmodellen (je ein Modell mit im gesamten Modellbereich konstanten Materialeigenschaften von F, M und einer Konvexkombination der Materialeigenschaften von F und M mit den jeweiligen Volumenanteilen als Koeffizienten) untersucht. Diese FE-Modelle zeigten eine deutlich schlechtere Approximation der gemessenen Kurve $T_M(t)$ als die individualisierten Modelltypen und eigneten sich dementsprechend nicht als vereinfachte Ansätze zur TTS.

Limitationen:

Wie die Ergebnisse zeigen, gelingt bei der manuellen Individualisierung der FE-Modelle eine gute Annäherung der entsprechenden Volumen im Modell an die CFES-Volumenschätzungen

V_{VF}^* , V_{SV}^* , wenn auch keine vollkommene numerische Übereinstimmung. Insbesondere das Verhältnis von SAT zu VAT wurde dem Quotienten V_{VF}^*/V_{SV}^* , deutlich angenähert.

Für eine weitere Individualisierung des FE-Modells erscheint dementsprechend eine Ergänzung des CFES-Algorithmus notwendig, die eine topologisch adäquatere Quasi-Segmentierung des Knochens erlaubt. Gleichzeitig ist die Verbesserung der quantitativen Approximation des menschlichen Abdomens durch das FE-Modell mit einer verbesserten oder neuen Strategie der FE-Modellindividualisierung anzustreben. Limitierend auf den bisherigen FE-Modellindividualisierungs-Ansatz wirkt sich die Notwendigkeit aus, bei manuellen Veränderungen des Modells stets ‚streckenorientiert‘ vorzugehen: Da der Operator in diesem Prozess stets Element-Knoten setzt (Festlegung von X-, Y- und Z-Koordinate des Knotens) oder bereits vorhandene Knoten um eine definierte Strecke im Raum verschiebt (Festlegung von ΔX -, ΔY - und ΔZ -Koordinate des Knotens), ist es ihm zunächst unmöglich, mit dieser Verschiebung gleichzeitig die Volumina eines oder mehrerer komplexer Materialkomponenten zielgenau zu verändern.

Insgesamt erscheinen die verwendeten FE-Modell-Individualisierungsstrategien sinnvoll, um den simulierten Abkühlungsvorgang $T(t)$ enger an die tatsächliche postmortale Abkühlung $T_M(t)$ anzupassen. Der schichtdickenorientierte Ansatz erweist sich dabei als dem volumenorientierten Ansatz überlegen.

Wünschenswert wäre dafür ein weitestgehend automatisierter Ansatz der FE-Modellerstellung: Aus einem CT-Scan der Leiche sollte unter Verwendung von vollautomatischen (Quasi-) Segmentierungsalgorithmen (evtl. Erweiterungen des CFES-Quasi-Segmentierungsalgorithmus), vollautomatisch ein FE-Gitter als Grundlage eines FE-Modells für die TTS generiert werden.

Der CFES-Algorithmus könnte darüber hinaus für die Anwendung auf MRT-Schnittbilder ergänzt werden, um einen im MRT möglicherweise besseren Weichteilgewebekontrast für die Quasi-Segmentierung zu nutzen. Für die derzeitige rechtsmedizinische Praxis ist eine CT-Untersuchung als „state of the art“ anzusehen und die häufigste bildgebende Methode bei Leichenuntersuchungen (Ruder et al., 2016).

Zusammenfassend lässt sich sagen, dass sich die drei in dieser Arbeit behandelten methodischen Ansätze der anthropometrische Erfassung von subkutanen und viszerale

Fettvolumen an Leichen als sehr verschieden in der Eignung für die Individualisierung von FE-Modellen zur TTS erwiesen:

Das Caliper ist aufgrund seiner Funktionsweise an Leichen nicht als geeignetes Messinstrument einzuordnen. Die Zollstockmessungen erscheinen als geeignete Messmethode zur Erfassung der Dicken subkutaner Fettgewebsschichten. Die hierzu notwendige invasive Schnittsetzung an Leichen ist in der rechtsmedizinischen Praxis allerdings nicht in jedem Fall möglich.

Die Messung mittels Image J Messwerkzeug an CT-Slices erscheint durch die Wiederholbarkeit sowie die vergleichsweise guten Lokalisationsmöglichkeiten der subkutanen Messpunkte für die anthropometrische SAT- Erfassung als das Mittel der Wahl. Der durch direkte (Hü-M, TI-M) und alternativ indirekte Umfangsmaße (CT-Hü-M und CT-TI-M) bestimmte Index WHR lässt keinen belastbaren Funktionalzusammenhang zum tatsächlichen VAT der Leichen erkennen und ist damit ungeeignet für dessen Abschätzung.

Das Erfassen des SAT/VAT Verhältnisses aus dem abdominalen CT-Scan durch den CFES-Quantisierungs- und Quasi-Segmentierungsalgorithmus erscheint für die praktische Umsetzung geeignet. Unter anderem besitzt dieser Ansatz den Vorteil, dass die Volumenschätzer V_{SF}^* und V_{VF}^* beide nach derselben Methode gewonnen werden, womit sich intermethodische Fehler reduzieren.

Der Ansatz zur Fettbestimmung aus dem CT-Scan das empirische Grauwerthistogramm mit einem theoretisch begründeten Modell der Grauwertverteilungen von Fett und von Muskel anzupassen, stellte sich als vielversprechend dar. Dabei wird als Modellparameter u. a. der Fettanteil z eingeführt, der den Volumenanteil des Fettgewebes am Gesamtvolumen aller Körperkomponenten von den Typen Fett, Muskel/Bindegewebe darstellt. Dieses Vorgehen vermeidet die typischen Nachteile der klassischen schwellenwertbasierten Methoden. Erst bei der Quasi-Segmentierung des jeweiligen CT-Schnittbildes wird ein individuell berechneter Schwellenwert verwendet. Insgesamt beurteilt kann die Anwendung der FEM bei der Todeszeitschätzung durch die anatomisch getreue FE-Modellierung von Fettgewebe deutlich verbessert werden (siehe Abbildung 52 und in Abbildung 53).

7 Fazit

Die vorliegende Arbeit untersucht, inwieweit die FE-Modellierung des Fettgewebes der menschlichen Leiche Einfluss auf den Temperatur-Zeit-Verlauf bei FE-gestützten Abkühlungssimulationen hat. Zur quantitativen Erfassung des menschlichen Fettgewebes wurden drei methodische Ansätze verfolgt: Es wurde erstens untersucht, ob und in welcher Form eine klassische anthropometrische Erfassung der Fettschichtdicken bzw. -volumen als Inputparameter der FE-Modellierung geeignet ist. Zweitens wurden Fettschichtdicken direkt in den CT-Aufnahmen menschlicher Abdomen gemessen. Als dritter Ansatz wird hier die Anwendung des CFES-Algorithmus zur vollautomatischen Quantisierung von Fett- und Muskelvolumen aus dem CT-Scan des menschlichen Abdomens und zur Quasi-Segmentierung untersucht. Neben Untersuchungen des CFES-Algorithmus an einem Kollektiv von $N=32$ CT-Scans menschlicher Leichen wurden die Ergebnisse aller Fettmessmethoden als Input für die Individualisierung von FE-Modellen zweier postmortaler Abkühlungsfälle getestet. Deren Individualparameterwerte waren zu Vergleichszwecken denjenigen zweier speziell hierfür ausgesuchter Leichen aus dem CT-Scan-Kollektiv hinreichend ähnlich, so dass die Abkühlungskurven aus der Datenbank des IRM als zur Abkühlung der beiden Leichen aus dem CT-Scan-Kollektiv gehörig betrachtet werden konnten. Die Implementierung der Ergebnisse der Fettquantifizierungsmethoden in die FE-Modelle wurde als Individualisierung des jeweiligen FE-Modells bezeichnet. Hierfür wurden individualisierte FE-Modelle manuell erstellt, deren simulierte Abkühlungskurven $T(t)$ mit den gemessenen Abkühlungskurven verglichen werden konnten.

Aus den Untersuchungen ergibt sich, dass der CFES-Algorithmus mit seinen Systemparametern für eine vollautomatische Schätzung der Volumen von Fett- und Muskelgewebe aus CT-Schnittbildern von Leichenabdomen einsetzbar ist. Die Resultate der durchgeführten Untersuchungen und Entwicklungsschritte zeigen eine klare Verbesserung der Genauigkeit und eine Erweiterung der Anwendungsmöglichkeiten gegenüber bisher in der Literatur beschriebenen Methoden. Dies bezieht sich erstens auf die verbesserte, hinreichend zuverlässige Volumenschätzung. Zweitens konnte gezeigt werden, dass mit Hilfe des CFES-Algorithmus eine CT-basierte Quasi-Segmentierung des gesamten Bauchraums mit einer Zuordnung der Pixel zu Fett-, Muskel- und Knochenkompartimenten erfolgen kann. Bei optimaler Wahl von CT-Parametern und des CFES-Wichtungsexponenten sowie bei weitgehend artefaktfreien CT-Scans sind die Ergebnisse des CFES-Algorithmus von guter

Qualität. Drittens konnte durch die Individualisierung der FE-Modelle aufgrund der Ergebnisse der Fettquantisierung und Quasi-Segmentierung des CFES aber auch aufgrund von Schichtdickenmessungen des Fett- und Muskelgewebes in den CT-Slices eine Genauigkeitsverbesserung des simulierten Temperatur-Zeit-Verlaufs gegenüber der tatsächlich gemessenen Abkühlkurve erzielt werden. Dementsprechend kann der Modellierung des Fettgewebes ein maßgeblicher Einfluss bei der FE-gestützten TTS zugeschrieben werden.

Für weiterführende Forschungsarbeiten verbleibt Potential, die FE-gestützte TTS Methode weiter zu verbessern und durch automatische Quantifizierung und Quasi-Segmentierung der Haupt-Gewebetypen Fett, Muskel und Knochen aus den CT-Daten von Leichen adaptiver zu gestalten.

8 Literaturverzeichnis

2015. *The Engineering Toolbox (Online Reference)* [Online]. Available: http://www.engineeringtoolbox.com/specific-heat-solids-d_154.html [Accessed 06 November 2015 2015].
- ADAM, G., LÄUGER, P. & STARK, G. 2009. Grundlagen der thermodynamischen Beschreibung makroskopischer Systeme. *Physikalische Chemie und Biophysik*. Springer Berlin Heidelberg.
- ALBRECHT, A., GERLING, I., HENßGE, C., HOCHMEISTER, M., KLEIBER, M., MADEA, B., OEHMICHEN, M., POLLAK, S., PÜSCHEL, K., SEIFERT, D. & TEIGE, K. 1990. Zur Anwendung des Rektaltemperatur-Todeszeit-Nomogramms am Leichenfundort. *Zeitschrift für Rechtsmedizin*, 103, 257-278.
- ALKADHI, H., LESCHKA, S., STOLZMANN, P., SCHEFFEL, H. & FLOHR, T. 2011. Messprinzip, Bildrekonstruktion, Gerätetypen und Aufnahmetechniken
Wie funktioniert CT? : Springer Berlin Heidelberg.
- ALLEN, P., BRANSCHIED, W., DOBROWOLSKI, A., HORN, P. & ROMVARI, R. 2004. *Schlachtkörperwertbestimmung beim Schwein*.
- ASCHOFF, J. & WEVER, R. 1958. Kern und Schale im Wärmehaushalt des Menschen. *Naturwissenschaften*, 45, 477-485.
- BADAM, R., SOWNETHA, T., BABU, D., WAGHRAY, S., REDDY, L., GARLAPATI, K. & CHAVVA, S. 2017. Virtopsy: Touch-free autopsy. *Journal of Forensic Dental Sciences*, 9, 42-42.
- BAEHR, H. D. & STEPHAN, K. 2013. Wärmeleitung und Diffusion. *Wärme- und Stoffübertragung*. Berlin, Heidelberg: Springer Berlin Heidelberg.
- BAI, A. 2013. Improving the image quality in computed tomographic pulmonary angiography with dual-energy subtraction: a new application of spectral computed tomography. *Journal of computer assisted tomography*, 37, 718 - 724.
- BARTENSTEIN, P. 2011. Computertomographie. In: REISER, M. (ed.) *Radiologie*. Stuttgart: Thieme.
- BARTGIS, C., LEBRUN, A. M., MA, R. & ZHU, L. 2016. Determination of time of death in forensic science via a 3-D whole body heat transfer model. *Journal of Thermal Biology*, 62, 109-115.
- BIRNBAUM, B. A., HINDMAN, N., LEE, J. & BABB, J. S. 2007. Multi-Detector Row CT Attenuation Measurements: Assessment of Intra- and Interscanner Variability with an Anthropomorphic Body CT Phantom. *Radiology*, 242, 109-119.
- BOSY-WESTPHAL, A., BOOKE, C.-A., BLÖCKER, T., KOSSEL, E., GOELE, K., LATER, W., HITZE, B., HELLER, M., GLÜER, C.-C. & MÜLLER, M. J. 2010. Measurement Site for Waist Circumference Affects Its Accuracy As an Index of Visceral and Abdominal Subcutaneous Fat in a Caucasian Population. *The Journal of Nutrition*, 140, 954-961.
- BOWMAN, H. F. 1982. Heat transfer mechanisms and thermal dosimetry. *Natl Cancer Inst Monogr*, 61, 437-45.
- BUNOUT, D., DE LA MAZA, M. P., BARRERA, G., LEIVA, L., GATTAS, V. & HIRSCH, S. 2007. Assessment of sarcopenia: longitudinal versus cross sectional body composition data. *Aging Clinical and Experimental Research*, 19, 295-299.

- BUZUG, T. M. 2004a. Elementare Methoden der Signalverarbeitung. *Einführung in die Computertomographie: Mathematisch-physikalische Grundlagen der Bildrekonstruktion*. Berlin, Heidelberg: Springer Berlin Heidelberg.
- BUZUG, T. M. 2004b. Röntgenstrahlung. *Einführung in die Computertomographie: Mathematisch-physikalische Grundlagen der Bildrekonstruktion*. Berlin, Heidelberg: Springer Berlin Heidelberg.
- CECCHINI, S., CAVAZZINI, E., MARCHESI, F., SARLI, L. & RONCORONI, L. 2011. Computed Tomography Volumetric Fat Parameters versus Body Mass Index for Predicting Short-term Outcomes of Colon Surgery. *World Journal of Surgery*, 35, 415-423.
- ÇENGEL, Y. A. G., AFSHIN J. 2015. *Heat and mass transfer*, New York, NY, McGraw-Hill Education.
- CIESIELSKI, K. C., UDUPA, J. K., SAHA, P. K. & ZHUGE, Y. 2007. Iterative relative fuzzy connectedness for multiple objects with multiple seeds. *Computer Vision and Image Understanding*, 107, 160-182.
- CINTI, S. 2010. Plasticity of the Adipose Organ. *Adipose Tissue in Health and Disease*. Wiley-VCH Verlag GmbH & Co. KGaA.
- CLARYS, J. P., PROVYN, S. & MARFELL-JONES, M. J. 2005. Cadaver studies and their impact on the understanding of human adiposity. *Ergonomics*, 48, 1445-1461.
- DAVIDSON, S. R. H. & JAMES, D. F. 2000. Measurement of thermal conductivity of bovine cortical bone. *Medical Engineering & Physics*, 22, 741-747.
- DE DEAR, R. J., ARENS, E., HUI, Z. & OGURO, M. 1997. Convective and radiative heat transfer coefficients for individual human body segments. *International Journal of Biometeorology*, 40, 141-156.
- DESPRÉS, J. P., PRUD'HOMME, D., POULIOT, M. C., TREMBLAY, A. & BOUCHARD, C. 1991. Estimation of deep abdominal adipose-tissue accumulation from simple anthropometric measurements in men. *The American Journal of Clinical Nutrition*, 54, 471-7.
- DETTMEYER, R. B., SCHÜTZ, H. F. & VERHOFF, M. A. 2014. Thanatologie. *Rechtsmedizin*. Springer Berlin Heidelberg.
- DETTMEYER, R. B. & VERHOFF, M. A. 2011. Forensische Radiologie. *Rechtsmedizin*. Springer Berlin Heidelberg.
- DONALDSON, A. E. & LAMONT, I. L. 2013. Biochemistry changes that occur after death: potential markers for determining post-mortem interval. *PloS one*, 8, e82011-e82011.
- DOUPLIK, A. 2014. 10.09 - Laser Surgery. In: BRAHME, A. (ed.) *Comprehensive Biomedical Physics*. Oxford: Elsevier.
- DUCK, F. A. 1990. *Physical Properties of Tissue*, London, Academic,.
- EASTWOOD, S. V., TILLIN, T., WRIGHT, A., HEASMAN, J., WILLIS, J., GODSLAND, I. F., FOROUHI, N., WHINCUP, P., HUGHES, A. D. & CHATURVEDI, N. 2013. Estimation of CT-Derived Abdominal Visceral and Subcutaneous Adipose Tissue Depots from Anthropometry in Europeans, South Asians and African Caribbeans. *PLoS ONE*, 8, e75085.
- ECKSTEIN, P. P. 2012. Regressionsanalyse. *Angewandte Statistik mit SPSS: Praktische Einführung für Wirtschaftswissenschaftler*. Wiesbaden: Gabler Verlag.
- EZZAT, M. A., ALSOWAYAN, N. S., AL-MUHIAMEED, Z. I. A. & EZZAT, S. M. 2014. Fractional modelling of Pennes' bioheat transfer equation. *Heat and Mass Transfer*, 50, 907-914.

- FABER, P. & GARBY, L. 1995. Fat content affects heat capacity: a study in mice. *Acta Physiologica Scandinavica*, 153, 185-187.
- FERREIRA, P. G., MUÑOZ-AGUIRRE, M., REVERTER, F., SÁ GODINHO, C. P., SOUSA, A., AMADOZ, A., SODAEI, R., HIDALGO, M. R., PERVOUCHINE, D., CARBONELL-CABALLERO, J., NURTDINOV, R., BRESCHI, A., AMADOR, R., OLIVEIRA, P., ÇUBUK, C., CURADO, J., AGUET, F., OLIVEIRA, C., DOPAZO, J., SAMMETH, M., ARDLIE, K. G. & GUIGÓ, R. 2018. The effects of death and post-mortem cold ischemia on human tissue transcriptomes. *Nature Communications*, 9, 490.
- FIDANZA, F. 2003. Body fat in adult man: Semicentenary of fat density and skinfolds. *Acta Diabetologica*, 40, s242-s245.
- FIELD, C. J., ANGEL, A. & CLANDININ, M. T. 1985. Relationship of diet to the fatty acid composition of human adipose tissue structural and stored lipids. *The American Journal of Clinical Nutrition*, 42, 1206-20.
- FRAJCKOWIAK, A., BOTKIN, N. D., CIAŁKOWSKI, M. & HOFFMANN, K.-H. 2010. A fitting algorithm for solving inverse problems of heat conduction. *International Journal of Heat and Mass Transfer*, 53, 2123-2127.
- FULLERTON, G. D. 1980. Fundamentals of CT Tissue Characterization. In: FULLERTON, G. D. & ZAGZEBSKI, J. A. (eds.) *Medical physics of CT and ultrasound. Medical Physics Monograph*, American Institute of Physics. New York: American Association of Physicists in Medicine.
- GASCHO, D., THALI, M. J. & NIEMANN, T. 2018. Post-mortem computed tomography: Technical principles and recommended parameter settings for high-resolution imaging. *Medicine, Science and the Law*, 58, 70-82.
- GERNGROß, C., SCHRETTTER, J., KLINGENSPOR, M., SCHWAIGER, M. & FROMME, T. 2017. Active brown fat during 18FDG-PET/CT imaging defines a patient group with characteristic traits and an increased probability of brown fat redetection. *Journal of Nuclear Medicine*.
- GLASBEY, C. A. & ROBINSON, C. D. 2002. Estimators of Tissue Proportions from X-Ray CT Images. *Biometrics*, 58, 928-936.
- GRIFFITH, J. F., YEUNG, D. K. W., ANTONIO, G. E., WONG, S. Y. S., KWOK, T. C. Y., WOO, J. & LEUNG, P. C. 2006. Vertebral Marrow Fat Content and Diffusion and Perfusion Indexes in Women with Varying Bone Density: MR Evaluation. *Radiology*, 241, 831-838.
- HEALTHCARE, G. 2011. Technical Reference Manual LightSpeed™ VCT.
- HEGE, S. Z. M. Z. H.-C. 2007. 3D reconstruction of individual anatomy from medical image data: Segmentation and geometry processing. In: BERLIN, Z. I. (ed.) *CADFEM Users' Meeting 2007*. Dresden.
- HENßGE, C. 2002. Todeszeitbestimmung an Leichen. *Rechtsmedizin*, 12, 112-131.
- HENSSGE, C. With reference to the paper by Hubig et al. entitled 'Temperature based forensic death time estimation: The standard model in experimental test' (Legal Med 2015 XX). *Legal Medicine*.
- HENSSGE, C. 1979. Precision of estimating the time of death by mathematical expression of rectal body cooling. *Zeitschrift für Rechtsmedizin*, 83, 49 - 67.
- HENSSGE, C. 1988. Death time estimation in case work. I. The rectal temperature time of death nomogram. *Forensic Science International*, 38, 209-236.

- HENSSGE, C. 1992. Rectal temperature time of death nomogram: Dependence of corrective factors on the body weight under stronger thermic insulation conditions. *Forensic Science International*, 54, 51-66.
- HENSSGE, C., ALTHAUS, L., BOLT, J., FREISLEDERER, A., HAFFNER, H.-T., HENSSGE, C. A., HOPPE, B. & SCHNEIDER, V. 2000. Experiences with a compound method for estimating the time since death. *International Journal of Legal Medicine*, 113, 303-319.
- HENßGE, C. & MADEA, B. 2004. Estimation of the time since death in the early post-mortem period. *Forensic Science International*, 144, 167-175.
- HERMANUSSEN, M. 2013. *Auxology- Studying Human Growth and Development*, Stuttgart, Schweizerbart science publishers.
- HEYWARD, V. H. W., DALE R. 2004. *Applied body composition assessment*, Champaign, Ill., Human Kinetics.
- HILLER, J., THEOBALD O. & J. FUCHS, S. K., ET AL. 2011. Einfluss der Bildqualität röntgentomographischer Abbildungen auf Koordinatenmessungen: Grundlagen, Messungen und Simulationen. *Technisches Messen Plattform für Methoden, Systeme und Anwendungen der Messtechnik* . 78, 334-347.
- HOFER, M. 2010. *CT-Kursbuch*, Düsseldorf, Didamed-Verlag.
- HU, F. B. 2008. *Obesity Epidemiology*, New York, Oxford University Press.
- HUBIG, M., MUGGENTHALER, H. & MALL, G. 2015. Confidence intervals in temperature-based death time determination. *Legal Medicine*, 17, 48-51.
- HUBIG, M., MUGGENTHALER, H., SCHENKL, S. & MALL, G. 2018a. Improving stomach content based death time determination by maximum probability estimation. *Forensic Science International*, 285, 135-146.
- HUBIG, M., SCHENKL, S., MUGGENTHALER, H., GÜTLER, F., HEINRICH, A., TEICHGRÄBER, U. & MALL, G. 2018b. Fully automatic CT-histogram-based fat estimation in dead bodies. *International Journal of Legal Medicine*, 132, 563-577.
- IRVING, B. A., WELTMAN, J. Y., BROCK, D. W., DAVIS, C. K., GAESSER, G. A. & WELTMAN, A. 2007. NIH ImageJ and Slice-O-Matic Computed Tomography Imaging Software to Quantify Soft Tissue. *Obesity*, 15, 370-376.
- JAFFE, F. A. 1989. Stomach contents and the time of death. Reexamination of a persistent question. *Am J Forensic Med Pathol.*, 10, 37-41.
- JOSEPH, I., MATHEW, D. G., SATHYAN, P. & VARGHEESE, G. 2011. The use of insects in forensic investigations: An overview on the scope of forensic entomology. *Journal of forensic dental sciences*, 3, 89-91.
- JUNG, M. & LANGER, U. 2013. Einführung. *Methode der finiten Elemente für Ingenieure*. Springer Fachmedien Wiesbaden.
- KALENDER, W. A. 2006. *Computertomographie*, Erlangen, Publicis Corp. Publ.
- KANALY, C. W., DING, D., MEHTA, A. I., WALLER, A. F., CROCKER, I., DESJARDINS, A., REARDON, D. A., FRIEDMAN, A. H., BIGNER, D. D. & SAMPSON, J. H. 2011. A Novel Method for Volumetric MRI Response Assessment of Enhancing Brain Tumors. *PLoS one*, 6, e16031.
- KEYS, A. & BROŽEK, J. 1953. Body Fat in Adult Man. *Physiological Reviews*, 33, 245-325.

- KISSEBAH, A. H. & KRAKOWER, G. R. 1994. Regional adiposity and morbidity. *Physiological Reviews*, 74, 761-811.
- KNUßMANN, R. 1996. *Vergleichende Biologie des Menschen*, Stuttgart [u.a.], Fischer.
- KONGSRO, J., RØE, M., AASTVEIT, A. H., KVAAL, K. & EGELANDSDAL, B. 2008. Virtual dissection of lamb carcasses using computer tomography (CT) and its correlation to manual dissection. *Journal of Food Engineering*, 88, 86-93.
- KRIEGER, H. 2009. Wechselwirkung ionisierender Photonenstrahlung. *Grundlagen der Strahlungsphysik und des Strahlenschutzes*. Vieweg+Teubner.
- KUK, J. L., CHURCH, T. S., BLAIR, S. N. & ROSS, R. 2006. Does Measurement Site for Visceral and Abdominal Subcutaneous Adipose Tissue Alter Associations With the Metabolic Syndrome? *Diabetes Care*, 29, 679-684.
- KULLBERG, J., HEDSTRÖM, A., BRANDBERG, J., STRAND, R., JOHANSSON, L., BERGSTRÖM, G. & AHLSTRÖM, H. 2017. Automated analysis of liver fat, muscle and adipose tissue distribution from CT suitable for large-scale studies. *Scientific Reports*, 7, 10425.
- KVIST, H., CHOWDHURY, B., GRANGÅRD, U., TYLÉN, U. & SJÖSTRÖM, L. 1988. Total and visceral adipose-tissue volumes derived from measurements with computed tomography in adult men and women: predictive equations. *The American Journal of Clinical Nutrition*, 48, 1351-61.
- LÄNDER, G. D. 2013. Verteilung der Bevölkerung auf Body-Mass-Index-Gruppen in Prozent. Gliederungsmerkmale: Jahre, Deutschland, Alter, Geschlecht, Body-Mass-Index. In: DESTATIS, (ed.).
- LANGEHEINECKE, K., JANY, P., THIELEKE, G., LANGEHEINECKE, K. & KAUFMANN, A. 2013. Wärmeübertragung. *Thermodynamik für Ingenieure*. Springer Fachmedien Wiesbaden.
- LI, C., WANG, Q., ZHANG, Y., LIN, H., ZHANG, J., HUANG, P. & WANG, Z. 2016. Research progress in the estimation of the postmortem interval by Chinese forensic scholars. *Forensic Sciences Research*, 1, 3-13.
- LIPPERT, H. 2011. *Lehrbuch Anatomie*, München, Urban & Fischer Verlag/Elsevier GmbH.
- LIZÁK, P. & MOJUMDAR, S. C. 2013. Thermal properties of textile fabrics. *Journal of Thermal Analysis and Calorimetry*, 112, 1095-1100.
- LOCHNER, S., MOGHADDAM, N., GRAW, A. & GRAW, M. Physikalische Eigenschaften von Fettgewebe – Vergleichende Untersuchungen an Erwachsenen und Kindern als Grundlage für die Entwicklung virtueller Menschmodelle. 89. Jahrestagung DGRM - Deutsche Gesellschaft für Rechtsmedizin, 2010 Berlin.
- LÖFFLER, G. 2014. Lipogenese und Lipolyse – Bildung und Verwertung der Fettspeicher. In: HEINRICH, C. P., MÜLLER, M. & GRAEVE, L. (eds.) *Löffler/Petrides Biochemie und Pathobiochemie*. Berlin, Heidelberg: Springer Berlin Heidelberg.
- LOHMAN, T. G. 1981. Skinfolds and Body density and their relation to body fatness: a review. *Human Biology*, 53.
- MADEA, B. 2015. *Estimation of the Time Since Death*, Boca Raton, CRC Press
- MADEA, B., JACHAU, K., REIBE, S., SCHMIDT, P., KERNBACH-WIGHTON, G., PESCHEL, O., HENN, V., MEISSNER, C., OEHMICHEN, M., THALI, M., LESSIG, R., POLLAK, S. & ZOLLINGER, U. 2015. Thanatologie. In: MADEA, B. (ed.) *Rechtsmedizin: Befunderhebung, Rekonstruktion, Begutachtung*. Berlin, Heidelberg: Springer Berlin Heidelberg.

- MALL, G. 2000. *Temperaturgestützte Bestimmung der Todeszeit mit Hilfe der Methode der Finiten Elemente*. Ludwig-Maximilians-Universität München.
- MALL, G. & EISENMENGER, W. 2005a. Estimation of time since death by heat-flow Finite-Element model. Part I: method, model, calibration and validation. *Legal Medicine*, 7, 1-14.
- MALL, G. & EISENMENGER, W. 2005b. Estimation of time since death by heat-flow Finite-Element model part II: application to non-standard cooling conditions and preliminary results in practical casework. *Legal Medicine*, 7, 69-80.
- MALL, G., HUBIG, M., BEIER, G., BÜTTNER, A. & EISENMENGER, W. 2002. Supravital energy production in early post-mortem phase – Estimate based on heat loss due to radiation and natural convection. *Legal Medicine*, 4, 71-78.
- MARJORIE, M. C. 1965. Postmortem Studies of Skinfold Caliper Measurement an actual thickness of skin and subcutaneous tissue. *Human Biology*, 37, 91-103.
- MARKMAN, B. 1987. Anatomy of the subcutaneous tissue of the trunk and lower extremity. *Plastic and reconstructive surgery*, 80, 248-254.
- MARSHALL, T. & HOARE, F. 1962. Estimating the time of death: the rectal cooling after death and its mathematical expression. *Journal of Forensic Sciences*, 7, 56-81.
- MARTIN, A. D. 1985. Prediction of body fat by skinfold caliper: assumptions and cadaver evidence. *International Journal of obesity*, 9, 31-39.
- MATTSSON, S. & THOMAS, B. J. 2006. Development of methods for body composition studies. *Physics in Medicine and Biology*, 51, R203.
- MAUROVICH-HORVAT, P., MASSARO, J., FOX, C. S., MOSELEWSKI, F., O'DONNELL, C. J. & HOFFMANN, U. 2006. Comparison of anthropometric, area- and volume-based assessment of abdominal subcutaneous and visceral adipose tissue volumes using multi-detector computed tomography. *Int J Obes*, 31, 500-506.
- MITSIPOULOS, N., BAUMGARTNER, R. N., HEYMSFIELD, S. B., LYONS, W., GALLAGHER, D. & ROSS, R. 1998. Cadaver validation of skeletal muscle measurement by magnetic resonance imaging and computerized tomography. *Journal of Applied Physiology*, 85, 115-122.
- MUGGENTHALER, H., HUBIG, M., SCHENKL, S. & MALL, G. 2017. Influence of hypo- and hyperthermia on death time estimation - A simulation study. *Leg Med (Tokyo)*, 28, 10-14.
- MUGGENTHALER, H., SINICINA, I., HUBIG, M. & MALL, G. 2012. Database of post-mortem rectal cooling cases under strictly controlled conditions: a useful tool in death time estimation. *International Journal of Legal Medicine*, 126, 79-87.
- NAVAJAS, E. A., GLASBEY, C. A., FISHER, A. V., ROSS, D. W., HYSLOP, J. J., RICHARDSON, R. I., SIMM, G. & ROEHE, R. 2010. Assessing beef carcass tissue weights using computed tomography spirals of primal cuts. *Meat Science*, 84, 30-38.
- OHSHIMA, S., YAMAMOTO, S., YAMAJI, T., SUZUKI, M., MUTOH, M., IWASAKI, M., SASAZUKI, S., KOTERA, K., TSUGANE, S., MURAMATSU, Y. & MORIYAMA, N. 2008. Development of an Automated 3D Segmentation Program for Volume Quantification of Body Fat Distribution Using CT. *Japanese Journal of Radiological Technology*, 64, 1177-1181.
- ORPHANIDOU, C., MCCARGAR, L., BIRMINGHAM, C. L., MATHIESON, J. & GOLDNER, E. 1994. Accuracy of subcutaneous fat measurement: Comparison of skinfold calipers, ultrasound, and computed tomography. *Journal of the American Dietetic Association*, 94, 855-858.

- OTSU, N. 1979. A Threshold Selection Method from Gray-Level Histograms. *Systems, Man and Cybernetics, IEEE Transactions on*, 9, 62-66.
- OZBEK, H. P. S. L. 1986. Thermal conductivity of aqueous NaCl Solutions. Berkeley: Lawrence Berkeley Laboratory, University of California.
- PAPE, H.-C. K., RAINER ; BRENNER, BERNHARD ; SILBERNAGL, STEFAN ; GAY, RÜDIGER 2014. *Physiologie*, Stuttgart [u.a.], Thieme.
- PARK, M. J., JUNG, J. I., OH, Y. S. & YOUN, H.-J. 2010. Assessment of Epicardial Fat Volume With Threshold-Based 3-Dimensional Segmentation in CT: Comparison With the 2-Dimensional Short Axis-Based Method. *Korean Circ J*, 40, 328-333.
- PEDNEKAR, A., BANDEKAR, A. N., KAKADIARIS, I. A. & NAGHAVI, M. Automatic Segmentation of Abdominal Fat from CT Data. Application of Computer Vision, 2005. WACV/MOTIONS '05 Volume 1. Seventh IEEE Workshops on, 5-7 Jan. 2005 2005. 308-315.
- PINHO, C. P. S., DINIZ, A. D. S., GRANDE DE ARRUDA, I. K., DORNELAS LEAO LEITE, A. P. & VASCONCELOS PETRIBU, M. D. M. 2017. Predictive models for estimating visceral fat: The contribution from anthropometric parameters. *PloS one*, 12.
- PINTÉR, Z., PÓSA, A., VARGA, C., HORVÁTH, I., PALKÓ, A., JUST, Z. & PÁLFI, G. 2017. Anthropometric dimensions provide reliable estimates of abdominal adiposity: A validation study. *HOMO - Journal of Comparative Human Biology*, 68, 398-409.
- POMEROY, S. L., TAMAYO, P., GAASENBEEK, M., STURLA, L. M., ANGELO, M., MCLAUGHLIN, M. E., KIM, J. Y. H., GOUMNEROVA, L. C., BLACK, P. M., LAU, C., ALLEN, J. C., ZAGZAG, D., OLSON, J. M., CURRAN, T., WETMORE, C., BIEGEL, J. A., POGGIO, T., MUKHERJEE, S., RIFKIN, R., CALIFANO, A., STOLOVITZKY, G., LOUIS, D. N., MESIROV, J. P., LANDER, E. S. & GOLUB, T. R. 2002. Prediction of central nervous system embryonal tumour outcome based on gene expression. *Nature*, 415, 436-442.
- POU, K. M., MASSARO, J. M., HOFFMANN, U., LIEB, K., VASAN, R. S., O'DONNELL, C. J. & FOX, C. S. 2009. Patterns of Abdominal Fat Distribution. *Diabetes Care*, 32, 481-485.
- POULIOT, M.-C., DESPRÉS, J.-P., LEMIEUX, S., MOORJANI, S., BOUCHARD, C., TREMBLAY, A., NADEAU, A. & LAPIEN, P. J. 1994. Waist circumference and abdominal sagittal diameter: Best simple anthropometric indexes of abdominal visceral adipose tissue accumulation and related cardiovascular risk in men and women. *The American Journal of Cardiology*, 73, 460-468.
- PÜSCHEL, K., BAJANOWSKI, T., VENNEMANN, M., KERNBACH-WIGHTON, G. & MADEA, B. 2015. Plötzliche und unerwartete Todesfälle aus innerer Ursache. In: MADEA, B. (ed.) *Rechtsmedizin: Befunderhebung, Rekonstruktion, Begutachtung*. Berlin, Heidelberg: Springer Berlin Heidelberg.
- RASBAND, W. S. 1997-2016. ImageJ. Bethesda, Maryland, USA: U. S. National Institutes of Health.
- RASCH, B., FRIESE, M., HOFMANN, W. & NAUMANN, E. 2014. Der t-Test. *Quantitative Methoden 1: Einführung in die Statistik für Psychologen und Sozialwissenschaftler*. Berlin, Heidelberg: Springer Berlin Heidelberg.
- RAUEN, H. M. T. & RAUEN-BUCHKA, M. 1975. Fettgewebe. *Physiologische Chemie: Begleittext zum Gegenstandskatalog für die Fächer der Ärztlichen Vorprüfung*. Berlin, Heidelberg: Springer Berlin Heidelberg.
- REITH, W. 2011. Computertomographie. In: VOGL, T., REITH, W. & RUMMENY, E. (eds.) *Diagnostische und Interventionelle Radiologie*. Springer Berlin Heidelberg.

- ROGALLA, P. M., N; HOKSCH, B; ET AL. 1998. Low-dose spiral computed tomography for measuring abdominal fat volume and distribution in a clinical setting. *European Journal of clinical Nutrition*, 52, 597-602.
- ROMVÁRI, R., DOBROWOLSKI, A., REPA, I., ALLEN, P., OLSEN, E., SZABÓ, A. & HORN, P. 2006. Development of a computed tomographic calibration method for the determination of lean meat content in pig carcasses. *Acta Veterinaria Hungarica*, 54, 1-10.
- RUDER, T., BRUN, C., M. CHRISTENSEN, A., THALI, M., GASCHO, D., SCHWEITZER, W. & HATCH, G. 2016. Comparative radiologic identification with CT images of paranasal sinuses – Development of a standardized approach. *Journal of Forensic Radiology and Imaging*, 7.
- SARGSYAN, A., TONoyAN, A., DAVTYAN, S. & SCHICK, C. 2007. The amount of immobilized polymer in PMMA SiO₂ nanocomposites determined from calorimetric data. *European Polymer Journal*, 43, 3113-3127.
- SCHENKL, S., MUGGENTHALER, H., HUBIG, M., ERDMANN, B., WEISER, M., ZACHOW, S., HEINRICH, A., GÜTTLER, F. V., TEICHGRÄBER, U. & MALL, G. 2017. Automatic CT-based finite element model generation for temperature-based death time estimation: feasibility study and sensitivity analysis. *International Journal of Legal Medicine*, 1-14.
- SCHLUTTER, R. 2015. Emissionsgrad von Bienenwachs. In: SCHMALKALDEN, H. (ed.). Schmalkalden.
- SCHOENWALD, S. & NIGHTINGALE, T. T. 2001. Measurement of structural intensity on plate structures. 2001, 29, 2.
- SCHUTYSER, F. & CLEYNENBREUGEL, J. 2006. From 3-D Volumetric Computer Tomography to 3-D Cephalometry. *Three-Dimensional Cephalometry*. Springer Berlin Heidelberg.
- SEIDELIN, K. N. 1995. Fatty acid composition of adipose tissue in humans. Implications for the dietary fat-serum cholesterol-CHD issue. *Progress in Lipid Research*, 34, 199-217.
- SEIDELL, J. C., BJÖRNTORP, P., SJÖSTRÖM, L., SANNERSTEDT, R., KROTKIEWSKI, M. & KVIST, H. 1989. Regional distribution of muscle and fat mass in men - new insights into the risk of abdominal obesity using computed tomography. *International journal of obesity*, 13, 289-303.
- SHIOTANI, S., KOHNO, M., OHASHI, N., YAMAZAKI, K. & ITAI, Y. 2002. Postmortem intravascular high-density fluid level (Hypostasis): CT findings. *Journal of Computer Assisted Tomography*, 26, 892-893.
- SHITZER, A. 1985. *Heat transfer in medicine and biology*, New York [u.a], Plenum Press.
- SHOULBERG, R. H. S., JOHN A. 1962. The thermal conductivity of poly(methyl methacrylate). *Journal of applied Polymer Science*, 6.
- SIRI, W. E. 1956. The gross composition of the body. *Advances in biological and medical physics*, 4, 239-280.
- STEINBUCH, R. 1998. *Finite Elemente - Ein Einstieg* Berlin, Heidelberg, Springer
- STOLZMANN, P. & GÖTTI, R. 2011. Protokollparameter und Bildqualität. *Wie funktioniert CT?* : Springer Berlin Heidelberg.
- SUBRAMANIAM, K., HOFFMAN, E. A. & TAWHAI, M. H. Quantifying tissue heterogeneity using quadtree decomposition. Engineering in Medicine and Biology Society (EMBC), 2012 Annual International Conference of the IEEE, Aug. 28 2012-Sept. 1 2012 2012. 4079-4082.

- SUN, K., UDUPA, J. K., ODHNER, D., TONG, Y., ZHAO, L. & TORIGIAN, D. A. 2016. Automatic thoracic anatomy segmentation on CT images using hierarchical fuzzy models and registration. *Medical Physics*, 43, 1487-1500.
- TANABE, S., ARENS, E. A, BAUMAN, F., ZHANG, H., & MADSEN, T. 1994. Evaluating thermal environments by using a thermal manikin with controlled skin surface temperature. *ASHRAE Transactions*, 100, 39-48.
- TARTI 2016. Holtain Skinfold Caliper. <http://www.tartiweb.com/>.
- TECHNOLOGY, N. I. O. S. A. 2014. *X-Ray Attenuation Databases* [Online]. NIST. Available: <http://www.nist.gov/pml/data/xraycoef/> [Accessed 14.05.2014 2014].
- THOMAS, L. W. 1962. The chemical composition of adipose tissue of man and mice. *Experimental Physiology*, 47, 179-188.
- THOMOU, T., TCHKONIA, T. & KIRKLAND, J. L. 2010. Cellular and Molecular Basis of Functional Differences among Fat Depots. *Adipose Tissue in Health and Disease*. Wiley-VCH Verlag GmbH & Co. KGaA.
- VOCK, M. T. R. D. P. 2009. *The Virtopsy Approach*, Boca Raton, CRC Press.
- WALD, D., TEUCHER, B., DINKEL, J., KAAKS, R., DELORME, S., BOEING, H., SEIDENSAAL, K., MEINZER, H. P. & HEIMANN, T. 2012. Automatic quantification of subcutaneous and visceral adipose tissue from whole-body magnetic resonance images suitable for large cohort studies. *Journal of Magnetic Resonance Imaging*, 36, 1421-1434.
- WEISER, M. 2016. *Inside Finite Elements*.
- WEISER, M., ERDMANN, B., SCHENKL, S., MUGGENTHALER, H., HUBIG, M., MALL, G. & ZACHOW, S. 2018. Uncertainty in temperature-based determination of time of death. *Heat and Mass Transfer*.
- WERNER, J. 1984. *Regelung der menschlichen Körpertemperatur* Berlin [u.a.], de Gruyter.
- WHITE, U. A. & STEPHENS, J. M. 2010. Transcriptional Control of Adipogenesis and Fat Cell Gene Expression. *Adipose Tissue in Health and Disease*. Wiley-VCH Verlag GmbH & Co. KGaA.
- WILK, M. 2013. Anatomie und Physiologie des Gastrointestinaltraktes. In: LUESCHER, T. & STEFFEL, J. (eds.) *Magen-Darm-Trakt*. Springer Berlin Heidelberg.
- WILMORE, J. H. & BEHNKE, A. R. 1969. An anthropometric estimation of body density and lean body weight in young men. *JOURNAL OF APPLIED PHYSIOLOGY*, 27, 25-31.
- YOSHIZUMI, T., NAKAMURA, T., YAMANE, M., WALIUL ISLAM, A. H. M., MENJU, M., YAMASAKI, K., ARAI, T., KOTANI, K., FUNAHASHI, T., YAMASHITA, S. & MATSUZAWA, Y. 1999. Abdominal Fat: Standardized Technique for Measurement at CT1. *Radiology*, 211, 283-286.
- ZIENKIEWICZ, O. C. T., R. L. ; ZHU, J. Z. 2005. *The Finite Elemente Method; Volume 1: The Basis Volume 2: Solid and structural mechanics*, Oxford, Elsevier Ltd.

9 Anhang

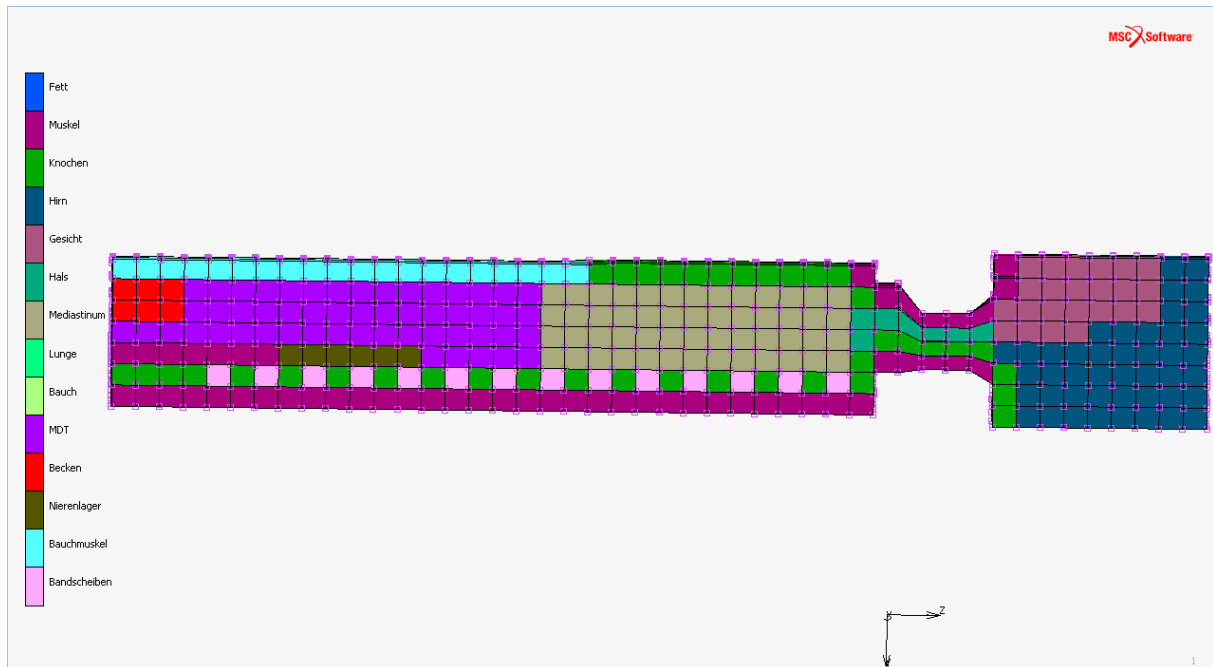


Abbildung 54 - FE-Modell B10: Darstellung der Elemente mit 37,2°C Kerntemperatur

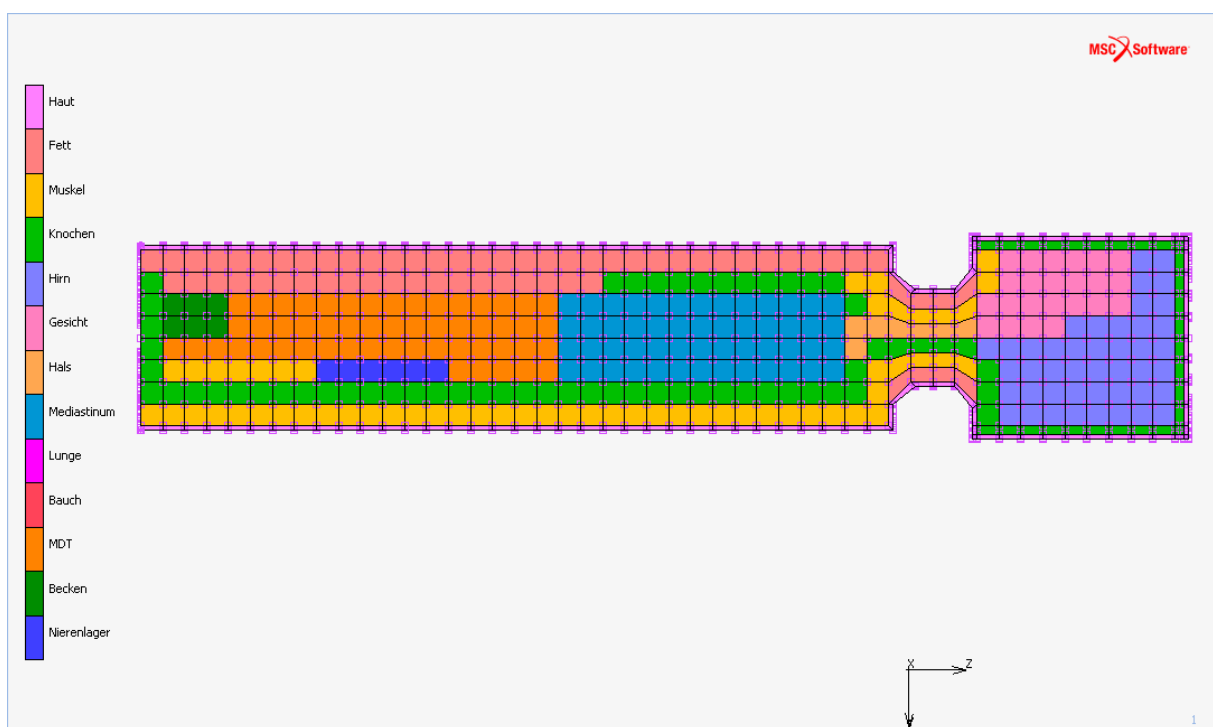


Abbildung 55 - Standard-FE-Modell B10: Sagittalschnitt mit Darstellungen aller Gewebe oberhalb des Beckens

Tabelle 45 - Physikalische Parameter der im Standard-FE-Modell Mall (2000) abgebildeten Gewebe und der Stahlwanne

Gewebe	k [W / m °C]	c [J / kg°C]	ρ [kg/m ³]	ϵ
Haut	0,47	3680	1085	0,95
(subkutanes) Fettgewebe	0,21	2300	920	-
Muskulatur	0,51	3800	1085	-
Knochen	0,75	1700	1357	-
Hirn	0,49	3850	1080	-
Gesichtsweichteile	0,51	3245	1056	-
Mediastinum	0,47	3375	1033	-
Magen-Darm- Trakt (MDT)	0,46	3346	933	-
Lunge	0,28	3520	560	-
Oberbauchorgane	0,48	3730	1080	-
Nierenlager	0,39	3158	1026	-
Beckenorgane	0,49	3350	1008	-
Stahlwanne	15,1	480	8005	0,22



Abbildung 56 - Messstrecken Muskel- und Fettschichtdicken der Referenzschnittbilder in $\Omega_2 = \text{LFD 33}$ (Links: sternumnahes Subkutanfett, Mitte: Muskelschicht in Höhe des Bauchnabels, Rechts: Muskelschicht in Höhe des Symphysenschlusses) jeweils mit gelben Linien gekennzeichnet

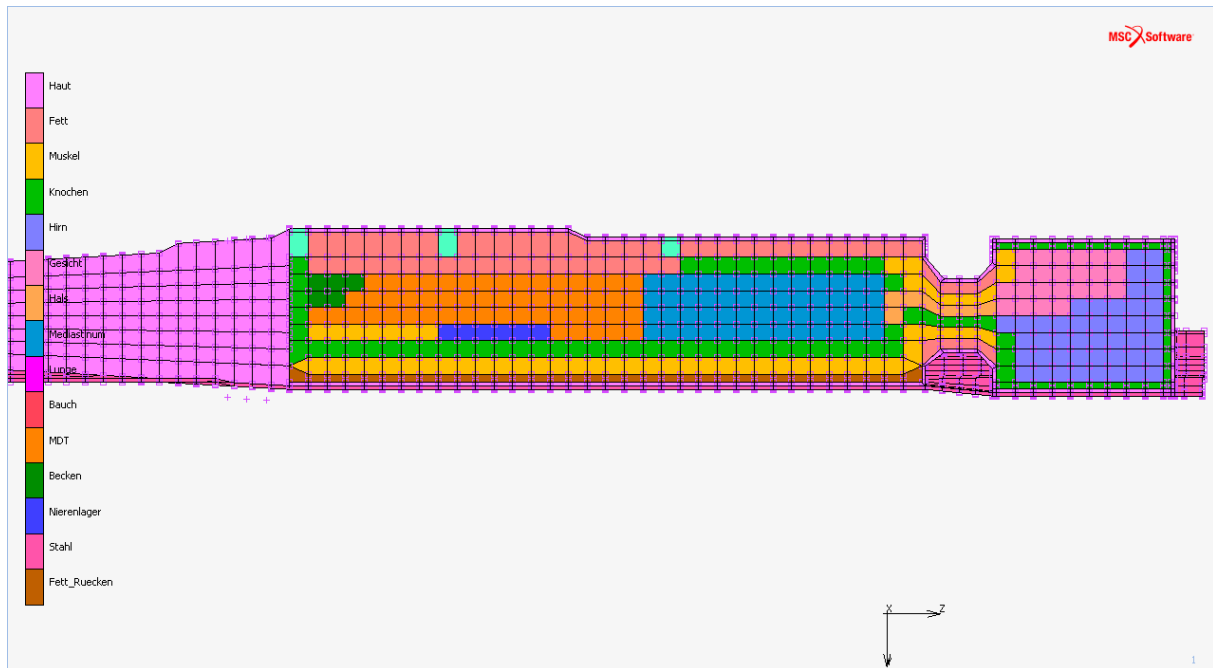


Abbildung 57 - Markierung der Messpunkte für die Erfassung der Muskel- und subkutanen Fettschichtdicken (türkis) im Sagittalschnitt des FE-Modells im Vergleich zu den-Schichtdickenreferenzen der Abdomen (Vergleiche: Abbildung 56)

Tabelle 46 - Geometrischer Abgleich von Höhen- und Breitenmaßen des schichtdickenorientierten individualisierten FE-Modells B2XA und des volumenorientiert individualisierten FE-Modells B2XB mit direkt im CT-Scan des Abdomens gemessenen Breiten B in x-Richtung und Höhen H in z-Richtung am liegenden Modell für $\Omega_2 = \text{LFD 33}$. Die Breitenmaße sind dabei jeweils für ein aus zwei Hälften bestehendes vollständiges Modell angegeben.

Modellgeometrievergleich $\Omega_2 = \text{LFD 33}$	Kranial (Zwerchfellhöhe) H [cm]; B [cm]	Höhe Bauchnabel H [cm]; B [cm]	Kaudal (Schluss Symphysis Pubis) H [cm]; B [cm]
CT-Daten (Image J)	26,4; 31,4	23,4; 31,8	21,3; 35,1
Standard FE-Modell B20	16,8; 31,0	17,8; 33,0	17,8; 33,0
Schichtdickenorientiert B2XA	16,8; 31,0	17,8; 32,6	17,8; 33,0
Volumenorientiert B2XB	15,9; 31,0	17,2; 33	17,2; 33,0

Tabelle 47 - Volumen und Massen von Fett F und Muskel/Bindegewebe M des Abdomenbereiches im skalierten Standard-FEM B10 von $\Omega_1 = \text{LFD 6}$ nach Mall (2000)

Gewebe-typ in FE-Modell B10 von $\Omega_2 = \text{LFD 6}$	Volumen $V_{X,i}^*$ [m ³] Gewebe / Organ X	Masse $m_{X,i}^*$ [kg] Gewebe / Organ X	Anteil F [%] des Gewebes / Organs	Volumen F: $V_{XF,i}^*$ [m ³] Gewebe / Organ X	Masse F: $m_{XF,i}^*$ [kg] Gewebe / Organ X	Masse VF: $m_{VF,i}^*$ [kg] Viszeralfett	Masse SF $m_{SF,i}^*$ [kg] Subkutanfett	Anteil M [%] des Gewebes / Organs	Volumen M: $V_{XM,i}^*$ [m ³] Gewebe / Organ X	Masse M: $m_{XM,i}^*$ [kg] Gewebe / Organ X
Haut	1,9E-03	2,0E+00	0,0	0,0E+00	0,0E+00	0,0E+00	0,0E+00	0,0	0,0000	0,0000
Fett	10,3E-03	9,5E+00	100,0	10,3E-03	9,5E+00	0,0E+00	9,5E+00	0,0	0,0000	0,0000
Muskel	5,1E-03	5,5E+00	0,0	0,0E+00	0,0E+00	0,0E+00	0,0E+00	100,0	0,00051	5,5239
Media-stinum	3,1E-04	3,2E-01	33,3	1,0E-04	1,1E-01	1,1E-01	0,0E+00	66,7	0,00002	0,2119
Oberbauchorgane/Bauch	1,7E-03	1,8E+00	0,0	0,0E+00	0,0E+00	0,0E+00	0,0E+00	100,0	0,00017	1,7821
MDT	4,8E-03	4,5E+00	83,3	4,0E-03	3,7E+00	3,7E+00	0,0E+00	16,7	0,00008	0,7465
Nieren-lager	7,3E-04	7,5E-01	33,3	2,4E-04	2,5E-01	2,5E-01	0,0E+00	66,7	0,00005	0,5003
Becken	5,5E-04	5,6E-01	50,0	2,8E-04	2,8E-01	2,8E-01	0,0E+00	66,7	0,00004	0,3706
Knochen	2,3E-03	3,1E+00	0,0					0,0		
Lunge	5,5E-04	3,1E-01	0,0					0,0		
GESAMT	0,0281	28,3		0,01490	13,8231	4,35747	9,46563		0,00860	9,13536

Tabelle 48 - Volumen und Massen von Fett F und Muskel/Bindegewebe M des Abdomenbereiches im skalierten Standard-FEM B20 von Ω_2 = LFD 33 nach Mall (2000)

Gewebetyp in FE-Modell B20 von Ω_2 = LFD 33	Volumen $V_{X,i}^*$ [m ³] Gewebe / Organ X	Masse $m_{X,i}^*$ [kg] Gewebe / Organ X	Anteil F [%] des Gewebes / Organs	Volumen F: $V_{XF,i}^*$ [m ³] Gewebe / Organ X	Masse F: $m_{XF,i}^*$ [kg] Gewebe / Organ X	Masse VF: $m_{VF,i}^*$ [kg] Viszeralfett	Masse SF $m_{SF,i}^*$ [kg] Subkutanfett	Anteil M [%] des Gewebes / Organs	Volumen M: $V_{XM,i}^*$ [m ³] Gewebe / Organ X	Masse M: $m_{XM,i}^*$ [kg] Gewebe / Organ X
Haut	1,4E-03	1,6E+00	0,0	0,0E+00	0,0E+00	0,0E+00		0,0	0,0000	0,0000
Fett (SAT)	8E-03	7,4E+00	100,0	8E-03	7,4E+00	0,0E+00	7,4E+00	0,0	0,0000	0,0000
Muskel	3,9E-03	4,3E+00	0,0	0,0E+00	0,0E+00	0,0E+00	0,0E+00	100,0	0,0039	4,2745
Media-stinum	2,38E-04	2,46E-01	33,3	7,9E-05	8,2E-02	8,2E-02	0,0E+00	66,7	0,0002	0,1640
Oberbauch- -organe/ Bauch	1,28E-03	1,38E+00	0,0	0,0E+00	0,0E+00	0,0E+00	0,0E+00	100,0	0,0013	1,3790
MDT	3,71E-03	3,46E+00	83,3	3,1E-03	2,9E+00	2,9E+00	0,0E+00	16,7	0,0006	0,5776
Nieren-lager	5,66E-04	5,81E-01	33,3	1,9E-04	1,9E-01	1,9E-01	0,0E+00	66,7	0,0004	0,3871
Becken	4,27E-04	4,30E-01	50,0	2,1E-04	2,2E-01	2,2E-01	0,0E+00	66,7	0,0003	0,2868
Knochen	1,72E-03	2,33E+00	0,0					0,0		
Lunge	4,22E-04	2,36E-01	0,0					0,0		
GESAMT	0,0217	21,8		0,0153	10,69645	3,37187	7,32458		0,00666	7,06904

Tabelle 49 - Übersicht der erhobenen Messdaten an den Leichen des Untersuchungskollektivs

LFD	m/w	A [a]	KL [cm]	m [kg]	VAT-M [g]	CT-SAT [g]	CT-VAT [g]	Hü-M [mm]	Tl-M [mm]	Z-A [mm]	CT-Hü-M1 [mm]	CT-Hü-M2 [mm]	CT-Hü-M3 [mm]	HF-A1 [mm]	HF-A2 [mm]
1	w	28	154	45	206	2662	1408	-	-	25	885	881	892	14	13,2
2	m	69	166	87	1292	3230	2734	-	-	32	910	908	908	19	18,8
3	m	25	180	80	316	4306	3285	-	-	35	1029	1034	1031	18,5	16,8
4	m	-	-	-	180	kein CT	kein CT	-	-	19	-	-	-	20,2	20,2
5	m	50	176	62	120	4000	3356	880	705	14	886	886	888	17	16,8
6	m	67	170	84	550	6402	5103	952	1034	21	1006	999	992	39	37,5
7	m	89	170	75	930	6035	3957	1000	970	40	1012	1014	1047	29	30,8
8	w	85	169	55	585	19851	10598	930	790	20	945	942	935	15,4	15,2
9	m	77	169	70	425	767	1002	970	970	31	988	984	984	26,6	27
10	w	60	163	84	-	6173	3125	1160	1040	25	1115	1117	1117	27,2	27,8
11	m	50	174	74	912	6103	5402	920	795	32	996	999	989	18,5	19,2
12	w	76	167	41	251	3328	2687	825	680	20	850	842	856	13,6	13,2
13	m	83	179	59	510	4115	4636	920	800	13	971	977	975	7	8,2
14	m	40	165	61	290	3538	3203	910	745	29	926	926	929	19	19,8
15	w	86	153	56	-	3609	2789	945	850	27	1001	1004	1008	20,2	20,6
16	w	67	160	88	568	24492	11345	1160	1030	42	1129	1132	1128	22,3	24,8
17	m	42	175	83	1324	6721	5094	965	890	37	1027	1017	1019	29,2	29,8
18	w	32	174	61	94	5373	2058	1020	740	20	1028	1026	1024	13,6	13,8
19	w	89	161	51	366	4862	3673	805	700	9	997	993	992	8	8,3
20	m	67	181	81	990	4647	4552	1050	920	26	1056	1060	1051	21,4	22
21	m	79	177	77	2140	3313	5039	980	935	32	1054	1059	1061	24,4	22,8
22	m	35	184	78	1046	6080	5538	935	900	38	994	1001	999	22	22,4
23	m	46	184	109	2530	7675	11344	1070	1070	45	1110	1102	1100	-	-
24	m	54	174	62	875	2378	4121	900	810	15	895	896	890	17	17,4
25	m	23	186	113	1384			1100	1190	55	-	-	-	40,5	39
26	m	75	175	75	1084	4397	5548	960	920	35	951	952	957	17	16,8
27	w	53	163	92	2500	9186	5426	1120	1080	45	1107	1112	1110	38,6	38,6
28	w	45	163	54	700	3944	3894	835	765	25	886	882	882	16,8	17
29	m	29	176	72	1616	4813	4220	950	870	35	969	968	963	16	15,2
30	m	41	178	102	-	9697	6354	1170	1020	51	1102	1107	1106	46	46
31	w	79	156	51	-	5018	1667	910	650	21	984	985	982	13,8	14
32	w	36	160	61	-	5757	2325	990	780	36	988	982	985	15,8	16,2
33	m	49	168	65	1078	5170	4786	900	850	41	982	974	975	33	33,6
34	m	36	177	75	804	3809	4063	930	820	22	960	958	956	15,2	16
35	m	65	172	100	2316	5827	7674	1080	1160	50	1112	1127	1123	38,2	38

Geschlecht männlich/weiblich, A – Alter, KL – Körperlänge, m – Körpergewicht, VAT-M – manuell gewogenes Viszeralfett, CT-SAT – subkutane Fettmasse durch CFES bestimmt, CT-VAT – viszerale Fettmasse durch CFES bestimmt, Hü-M – Maßband gemessener Hüftumfang, Tl-M – Maßband - gemessener Taillenumfang, Z-A – subkutane Fettschichtdicke Abdomen (Zollstockmessung), CT-Hü-M – Manuell mit ImageJ gemessener Hüftumfang, HF-A – Hautfaltendicke Abdomen (Calipermessung)

LFD	m/w	A [a]	L [cm]	m [kg]	CT-A1 [mm]	CT-A2 [mm]	CT-A3 [mm]	CT-SD1 [mm]	CT-SD2 [mm]	CT-SD3 [mm]	CT-SAT-V1 [mm]	CT-SAT-V2 [mm]	CT-SAT-V3 [mm]
1	w	28	154	45	15,64	15,96	15,96	151,63	151,63	151,63	11,95	11,95	11,95
2	m	69	166	87	16,11	16,11	16,11	139,81	139,81	140,33	10,92	10,92	10,92
3	m	25	180	80	24,95	24,95	25,47	211,91	212,06	212,58	24,41	24,95	24,95
4	m												
5	m	50	176	62	7,80	8,32	7,80	169,96	169,96	171,00	6,76	6,76	6,76
6	m	67	170	84	20,50	20,50	20,50	257,26	256,75	257,26	10,59	10,76	11,27
7	m	89	170	75	29,63	29,63	29,11	229,49	228,69	228,69	26,51	27,03	27,03
8	w	85	169	55	10,40	10,40	10,92	181,39	182,43	182,95	13,67	15,59	14,55
9	m	77	169	70	23,29	22,25	22,87	206,06	205,82	205,82	21,31	21,83	21,83
10	w	60	163	84	27,55	28,07	28,59	234,38	235,97	234,41	28,59	27,55	28,07
11	m	50	174	74	18,19	17,67	18,19	194,34	194,39	193,35	17,67	18,19	17,67
12	w	76	167	41	17,67	17,67	17,67	148,65	148,65	149,17	21,83	21,83	21,31
13	m	83	179	59	7,80	7,28	8,32	172,85	172,56	173,60	4,68	4,68	4,68
14	m	40	165	61	23,91	24,43	23,91	201,17	199,06	201,66	22,35	22,35	22,90
15	w	86	153	56	15,07	15,07	15,59	206,06	205,30	204,78	13,51	13,51	13,51
16	w	67	160	88	36,38	36,38	36,38	227,54	227,13	226,61	36,90	37,42	36,90
17	m	42	175	83	29,11	29,11	29,11	233,40	232,85	232,33	28,59	29,11	28,07
18	w	32	174	61	15,59	15,59	15,59	142,58	143,97	142,93	15,59	15,59	15,59
19	w	89	161	51	4,68	4,68	4,68	154,30	154,37	154,89	5,86	6,24	5,72
20	m	67	181	81	15,07	15,59	15,59	222,66	221,41	221,41	14,55	14,03	14,55
21	m	79	177	77	21,83	21,83	22,35	219,73	219,34	219,85	20,27	20,27	20,79
22	m	35	184	78	33,78	33,26	34,30	216,80	216,74	216,74	35,34	35,34	35,86
23	m	46	184	109	30,26	29,78	30,26	282,43	282,87	283,35	28,82	29,30	29,78
24	m	54	174	62	22,35	21,83	22,45	168,95	169,44	168,92	22,87	22,90	23,39
25	m	23	186	113	-	-	-	-	-	-	-	-	-
26	m	75	175	75	17,67	17,67	17,67	197,51	197,51	196,99	16,63	16,63	16,63
27	w	53	163	92	27,26	27,26	27,26	244,38	244,35	244,35	25,34	25,34	25,82
28	w	45	163	54	18,84	18,84	18,84	173,88	174,31	174,31	20,13	19,70	19,70
29	m	29	176	72	23,91	23,91	23,91	189,45	188,67	188,67	21,83	21,31	21,83
30	m	41	178	102	45,29	45,13	45,89	280,93	279,49	279,25	39,21	39,08	38,84
31	w	79	156	51	14,03	13,51	13,51	166,99	166,32	167,88	11,95	11,44	11,95
32	w	36	160	61	22,06	21,16	21,62	211,83	212,70	212,69	23,49	25,00	24,03
33	m	49	168	65	32,93	32,05	32,89	235,77	235,16	235,36	29,88	30,51	29,77
34	m	36	177	75	22,25	22,35	22,35	192,28	192,83	191,79	23,39	22,35	22,35
35	m	65	172	100	30,15	30,15	30,15	339,84	338,36	338,88	25,47	25,47	25,47

Geschlecht männlich/weiblich, A – Alter, KL – Körperlänge, m – Körpergewicht, CTA – Mit Image J gemessene abdominale Fettschichtdicke (subkutan), CT-SD – Mit ImageJ gemessener sagittaler Abdomendurchmesser, CT-SATV – Mit Image J (tool) gemessene ventrale Fettschichtdicke,

LFD	m /w	A [a]	L [cm]	m [kg]	CT-SAT- D1 [mm]	CT-SAT- D2 [mm]	CT-SAT- D3 [mm]	CT-TI-M1 [mm]	CT-TI-M2 [mm]	CT-TI-M3 [mm]
1	W	28	154	45	7,28	7,28	7,28	688	688	690
2	M	69	166	87	4,16	4,16	4,16	750	737	743
3	M	25	180	80	6,84	6,76	6,76	892	990	897
4	M	-	-	-	-	-	-	-	-	-
5	M	50	176	62	6,84	7,28	7,28	825	824	828
6	M	67	170	84	20,22	19,47	19,99	1095	1095	1099
7	M	89	170	75	18,56	19,23	19,23	1045	1052,52,249	1048
8	W	85	169	55	18,71	17,15	18,71	882	871	897
9	M	77	169	70	44,92	44,70	44,70	971	973	979
10	W	60	163	84	38,09	37,94	38,98	1034	1044	1029
11	M	50	174	74	15,63	16,63	16,63	973	971	967
12	W	76	167	41	11,72	11,44	11,95	716	713	715
13	M	83	179	59	3,64	3,64	3,64	830	836	836
14	M	40	165	61	15,07	14,03	12,47	884	884	979
15	W	86	153	56	23,44	23,91	23,39	884	883	890
16	W	67	160	88	32,23	32,74	32,74	1021	1027	1024
17	M	42	175	83	24,41	23,39	23,91	971	974	976
18	W	32	174	61	7,81	7,80	7,80	755	760	757
19	W	89	161	51	4,16	4,68	4,68	847	846	847
20	M	67	181	81	8,32	7,28	7,81	970	982	975
21	M	79	177	77	29,11	29,63	29,63	1018	1015	1015
22	M	35	184	78	5,20	5,20	4,68	936	930	935
23	M	46	184	109	24,36	25,45	24,97	1143	1147	1145
24	M	54	174	62	1,95	2,08	2,08	809	814	808
25	M	23	186	113	-	-	-	-	-	-
26	M	75	175	75	13,67	13,51	14,03	985	975	980
27	W	53	163	92	24,39	24,39	24,39	1133	1139	1135
28	W	45	163	54	16,09	16,27	16,27	821	817	815
29	M	29	176	72	18,19	18,19	18,19	935	925	930
30	M	41	178	102	51,68	52,22	52,22	1077	1076	1076
31	W	79	156	51	15,07	15,07	15,07	746	743	746
32	W	36	160	61	16,25	16,64	17,30	812	819	813
33	M	49	168	65	12,86	13,15	12,99	956	947	948
34	M	36	177	75	3,91	3,64	3,64	874	870	870
35	M	65	172	100	17,58	17,67	17,67	1216	1222	1222

Geschlecht männlich/weiblich, A – Alter, KL – Körperlänge, m – Körpergewicht, CT-SATD – mit Image J -Tool gemessene dorsale Fettschichtdicke, CT-TI-M – manuell mit ImageJ (tool) gemessener Taillenumfang

Tabelle 50 - Ergebnisse $T(t)$ der FE-Simulationen mit den Einkomponenten-Modellen B20A (nur Fett), B20B (nur Muskel), B20C (Mischung M und F) im Vergleich mit der Abkühlmessung $T_M(t)$ von $A_2 = 52$. Zu jedem aufgeführten Zeitpunkt t gibt Δt_A , Δt_B , Δt_C den jeweiligen Zeitfehler mit $T_M(t) = T(t + \Delta t_X)$ an.

Bei A_2 gemessene Kerntemperatur T_M [°C]	Kerntemperatur- messung $T_M(t)$ bei A_2 : Zeit t [h]	Einkomponenten- Misch-FE-Modell B20C (F+M): Zeit $t + \Delta t_C$ [h]	Einkomponenten- Misch-FE-Modell B20C (F+M): Zeitdifferenz Δt_C	Einkomponenten-FE- Modell B20A (F): Zeit $t + \Delta t_A$ [h]	Einkomponenten-FE- Modell B20A (F): Zeitdifferenz Δt_A [h]	Einkomponenten-FE- Modell B20B (M): Zeit $t + \Delta t_B$ [h]	Einkomponenten-FE- Modell B20B (M): Zeitdifferenz Δt_B [h]
37,20	n.b.	n.b.	n.b.	n.b.	n.b.	n.b.	n.b.
36	2,7	3,2	-30	3,25	-33	3,4	-42
35	4,27	4,6	-19,8	4,6	-19,8	4,9	-37,8
34	5,45	5,8	-21	5,6	-9	6,4	-57
33	6,48	7,1	-37,2	6,7	-13,2	7,7	-73,2
32	7,47	8,3	-49,8	7,8	-19,8	9,4	-115,8
31	8,5	9,6	-66	9	-30	10,9	-144
30	9,58	11	-85,2	10,1	-31,2	12,5	-175,2
29	10,7	12,5	-108	11,4	-42	14,2	-210
28	11,88	14	-127,2	13	-67,2	16,4	-271,2
27	13,17	15,9	-163,8	14,3	-67,8	18,1	-295,8
26	14,58	18	-205,2	16,1	-91,2	19,9	-319,2
25	16,17	20,2	-241,8	18	-109,8	23,4	-433,8
24	18,05	23,6	-333	20,2	-129	26,95	-534

Tabelle 51 - Deskriptive Statistik des CFES-Schätzers $m_{SF}(\Omega)^*_\alpha$ der SAT-Masse $m_{SF}(\Omega)$ für alle Abdomen Ω bei Variation des Parameters $\alpha = -3, -2, -1, 0, 1, 2, 3$, Angabe von Minimal-, Maximalwert, Standardabweichung und maximaler Differenz: $\max_\alpha D(\Omega, W_\alpha(\Omega)^*)$

Ω	Minimum SAT $\min_\alpha(m_{SF}(\Omega)^*_\alpha)$ [g]	Maximum SAT $\max_\alpha(m_{SF}(\Omega)^*_\alpha)$ [g]	Mittelwert SAT $\mu_\alpha(m_{SF}(\Omega)^*_\alpha)$ [g]	Standard-abw. SAT $\sigma_\alpha(m_{SF}(\Omega)^*_\alpha)$ [g]	Differenz SAT (Max-Min) $\max_\alpha D(\Omega, W_\alpha(\Omega)^*)$ [g]
LFD 1	2194,13	3718,65	2586,82	524,00	1524,52
LFD 2	2094,37	3529,57	2915,69	534,60	1435,2
LFD 3	2912,37	4633,83	3938,97	597,77	1721,46
LFD 5	1521,73	4073,62	3160,64	1156,70	2551,89
LFD 6	5480,89	8195,76	6441,44	1351,32	2714,87
LFD 7	5567,92	8907,20	6748,97	1351,32	3339,28
LFD 8	8362,49	22304,75	16733,13	4648,01	13942,26
LFD 9	692,54	817,93	750,86	38,13	125,39
LFD 10	5821,28	7245,44	6330,78	488,96	1424,16
LFD 11	3271,39	6153,27	4980,55	1153,8	2881,88
LFD 12	3320,12	6418,64	4223,18	1410,67	3098,52

LFD 13	2089,80	4115,05	3231,69	830,04	2025,25
LFD 14	2457,59	4714,98	3677,40	856,30	2257,39
LFD 15	3527,96	5968,92	4277,59	954,63	2440,96
LFD 17	6479,56	7735,02	6827,67	417,02	1255,46
LFD 18	3926,10	5508,54	5083,52	561,11	1582,44
LFD 19	1173,84	5189,52	3449,49	1745,28	4015,68
LFD 20	4203,45	5296,01	4647,77	344,43	1092,56
LFD 21	3312,79	11644,01	5772,43	3558,52	8331,22
LFD 22	5931,85	8889,72	6518,55	1057,66	2957,87
LFD 23	7579,51	10840,54	8121,99	1202,05	3261,03
LFD 24	2119,41	2734,25	2352,89	205,53	614,84
LFD 26	4216,83	7020,79	4973,99	1118,80	2803,96
LFD 27	9186,12	16474,46	11826,19	3127,24	7288,34
LFD 28	3585,06	5559,74	4227,71	671,87	1974,68
LFD 29	3805,92	5382,78	4543,55	502,07	1576,86
LFD 30	9389,66	15985,06	10868,43	2420,09	6595,4
LFD 31	3320,12	7547,31	5231,04	1277,50	4227,19
LFD 32	5599,10	5852,26	5755,28	86,66	253,16
LFD 33	4122,56	5359,97	4898,44	529,08	1237,41
LFD 34	2406,18	5385,02	3768,12	1001,73	2978,84
LFD 35	5450,72	9596,80	7124,67	1665,50	4146,08

Tabelle 52 - Deskriptive Statistik des CFES-Schätzers $m_{VF}(\Omega)^*_\alpha$ der VAT -Masse $m_{VF}(\Omega)$ für alle Abdomen Ω bei Variation des Parameters $\alpha = -3, -2, -1, 0, 1, 2, 3$, Angabe von Minimal-, Maximalwert, Standardabweichung und maximaler Differenz: $\max_\alpha D(\Omega, W_\alpha(\Omega)^*)$

Ω	Minimum VAT $\min_\alpha(m_{VF}(\Omega)^*_\alpha)$ [g]	Maximum VAT $\max_\alpha(m_{VF}(\Omega)^*_\alpha)$ [g]	Mittelwert VAT $\mu_\alpha(m_{VF}(\Omega)^*_\alpha)$ [g]	Standard- abw. VAT $\sigma_\alpha(m_{VF}(\Omega)^*_\alpha)$ [g]	Differenz VAT (Max-Min) $\max_\alpha D(\Omega, W_\alpha(\Omega)^*)$ [g]
LFD 1	1129,84	2441,30	1488,08	443,88	1311,46
LFD 2	1355,29	2902,35	2301,47	658,77	1547,06
LFD 3	2176,91	3616,43	2996,88	503,80	1439,52
LFD 5	1009,15	3409,75	2668,87	1098,83	2400,6
LFD 6	4624,23	7905,64	5396,50	1127,14	3281,41
LFD 7	3647,38	5624,88	4289,32	708,93	1977,5
LFD 8	8362,49	11025,33	9963,31	1083,47	2662,84
LFD 9	953,04	1213,00	1017,17	88,53	259,96
LFD 10	2942,90	3248,49	3100,34	109,43	305,59
LFD 11	2520,50	5482,38	4316,86	1180,32	2961,88
LFD 12	2681,08	3330,07	2827,06	244,49	648,99
LFD 13	2396,73	4636,23	3546,99	859,39	2239,5
LFD 14	2296,70	3850,90	3127,14	541,82	1554,2
LFD 15	2731,75	4432,20	3267,26	697,40	1700,45
LFD 17	4883,77	7260,74	5458,87	828,09	2376,97
LFD 18	1336,00	2176,10	1843,57	356,54	840,1
LFD 19	1576,04	3830,27	2867,45	1003,54	2254,23
LFD 20	3973,60	4779,42	4418,62	332,12	805,82
LFD 21	4854,02	8784,57	5870,91	1534,74	3930,55
LFD 22	5351,59	8275,56	5970,32	1035,94	2923,97
LFD 23	11315,41	14502,18	11934,42	1187,15	3186,77
LFD 24	3755,71	4158,29	3997,15	157,66	402,58
LFD 26	5323,16	8531,02	6203,24	1250,82	3207,86
LFD 27	5145,54	7757,73	6265,05	1146,33	2612,19
LFD 28	3751,96	4938,42	4043,61	404,02	1186,46
LFD 29	2862,37	4086,01	3810,35	438,56	1223,64
LFD 30	6206,48	9876,26	7007,02	1334,62	3669,78
LFD 31	1523,80	2681,08	1927,78	477,34	1157,28
LFD 32	2250,30	2476,29	2357,84	84,69	225,99
LFD 33	3952,05	5191,18	4608,13	471,48	1239,13
LFD 34	2406,18	5385,02	4249,41	714,65	2978,84
LFD 35	5450,72	9596,80	7124,67	1665,50	4146,08

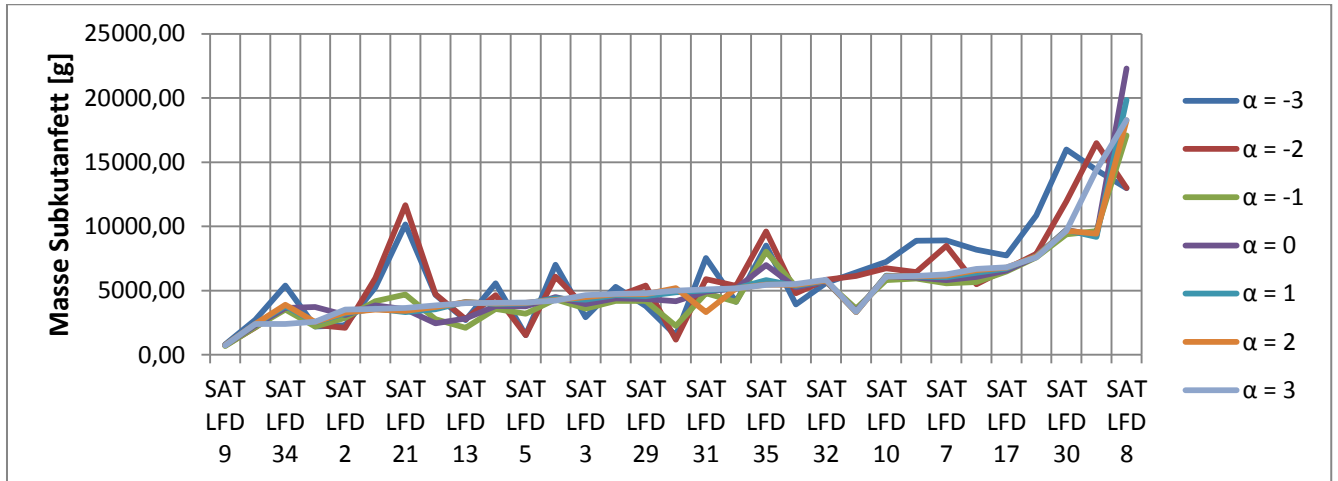


Abbildung 58 - Variogramm mit Ordnungsparameterwert $\alpha = 3$ der CFES-Schätzungen $mSF(\Omega) \cdot \alpha$ der SAT-Massen $mSF(\Omega)$ aller Ω für $\alpha = -3, -2, -1, 0, 1, 2, 3$

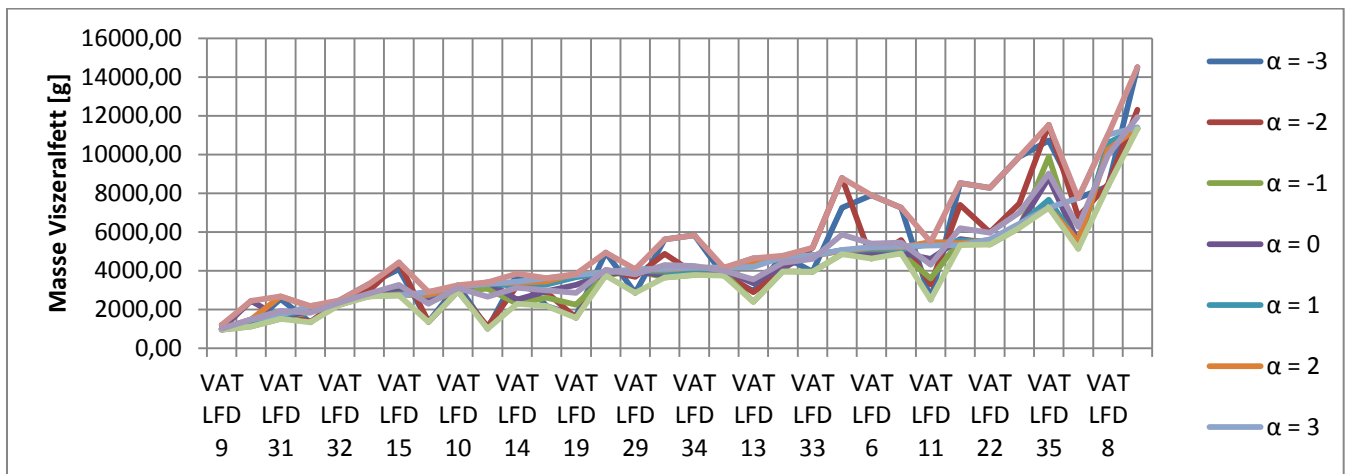
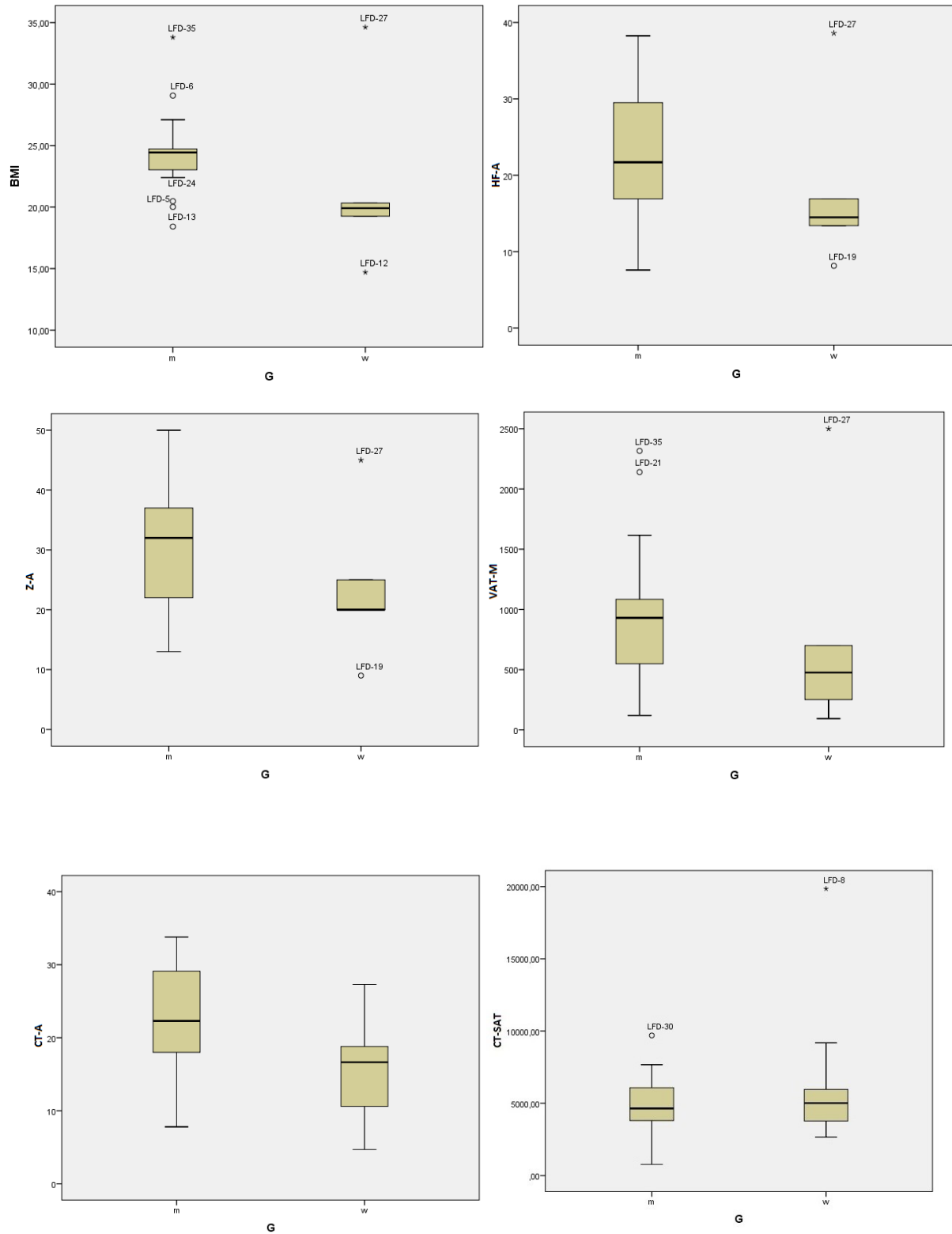


Abbildung 59 - Variogramm mit Ordnungsparameterwert $\alpha = 3$ der CFES-Schätzungen $mVF(\Omega) \cdot \alpha$ der VAT-Massen $mVF(\Omega)$ aller Ω für $\alpha = -3, -2, -1, 0, 1, 2, 3$



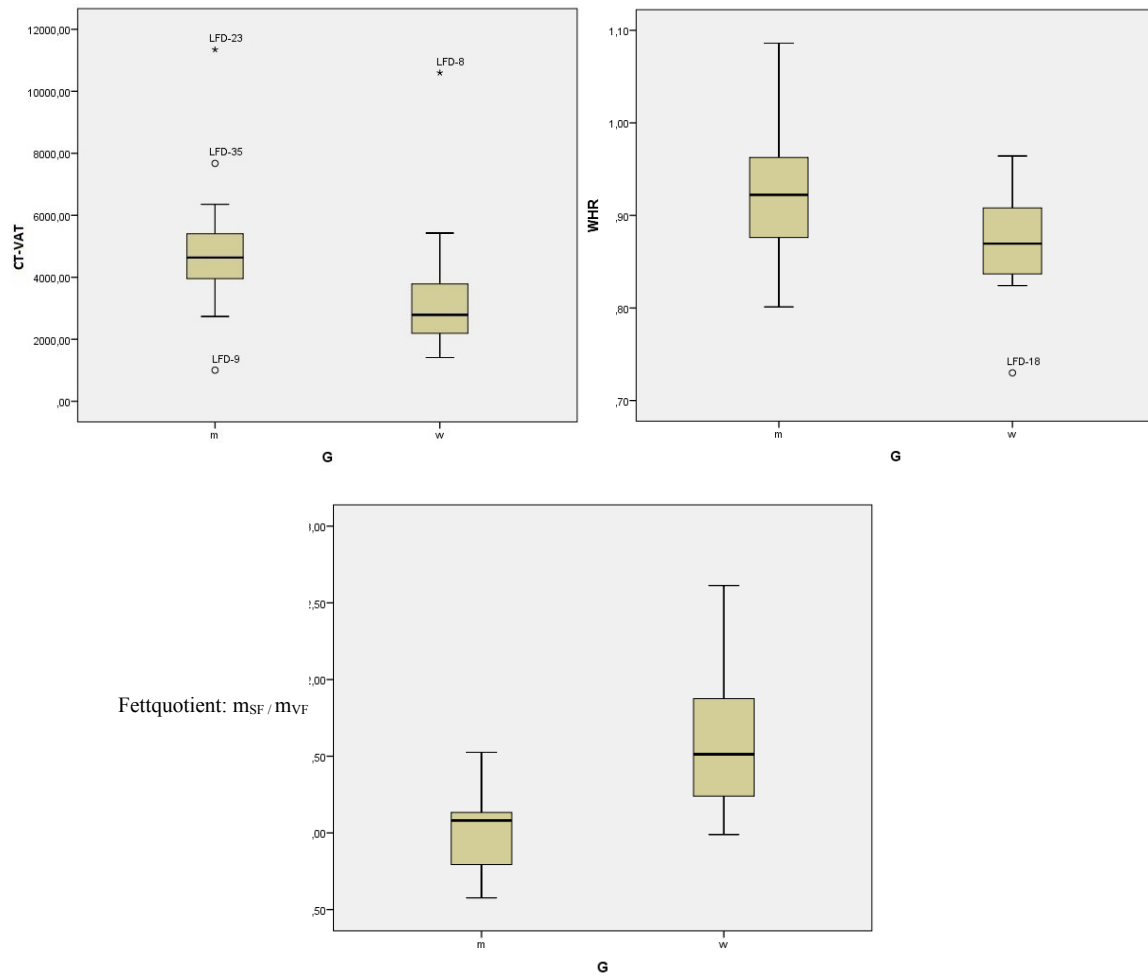


Abbildung 60 - Boxplots mit gruppenspezifischen Ausreißern und Extremwerten (Boxplot-Grafik: Symbol „o“ = Ausreißer; Symbol Extremwerte => „*“) für HF-A, Z-A, CT-A, VAT-M, CT-SAT, CT-VAT, WHR, m_{SF}/m_{VF})




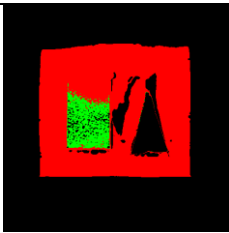
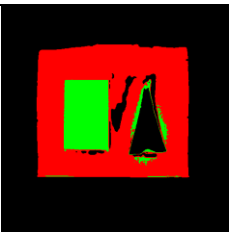
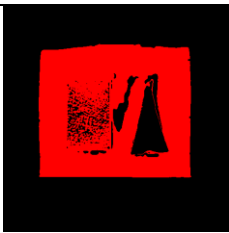
Tabelle 53 - Referenzwerte WHR Waist-to-Hip Ratio (Tabelle aus Heyward; 2004 (Heyward, 2004), verändert)

	Alter in Jahren	Niedrig	Moderat	Hoch	Sehr hoch
Männlich	20-29	<0,83	0,83-0,88	0,89-0,94	>0,94
	30-39	<0,84	0,84-0,91	0,92-0,96	>0,96
	40-49	<0,88	0,88-0,95	0,96-1,00	>1,00
	50-59	<0,90	0,90-0,96	0,97-1,02	>1,02
	60-69	<0,91	0,91-0,98	0,99-1,03	>1,03
Weiblich	20-29	<0,71	0,71-0,77	0,78-0,82	>0,82
	30-39	<0,72	0,72-0,78	0,74-0,84	>0,84
	40-49	<0,73	0,73-0,79	0,80-0,87	>0,87
	50-59	<0,74	0,74-0,81	0,82-0,88	>0,88
	60-69	<0,76	0,76-0,83	0,84-0,90	>0,90

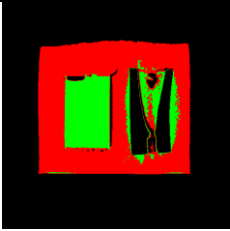

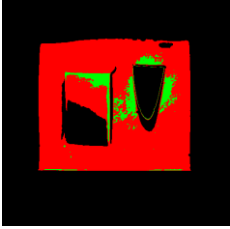


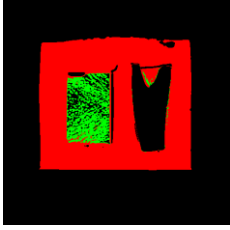
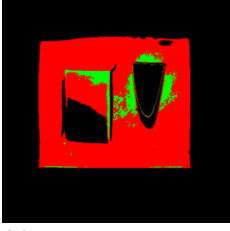


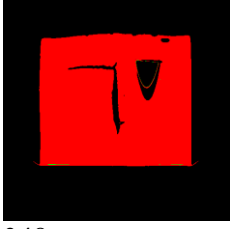
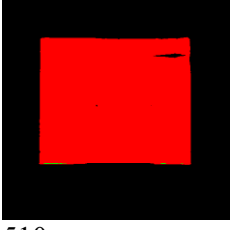
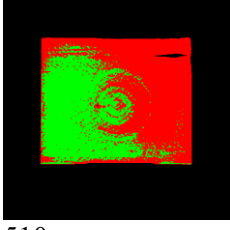
Tabelle 54 - Anatomische Fehler in CFES-Quasi-Segmentierung aller $N = 32$ Abdomen in Abhängigkeit von Wichtungsexponent α : Gesamtzahl F_α aller anatomisch fehlerhaften CT-Slices ω für alle Scans Ω im Sample $\underline{\Omega}$, mittlerer relativer Fehler E_α^* im Sample $\underline{\Omega}$, Anteil $R(\alpha)$ der Fehler mit Parameterwert α an der Gesamtfehlerzahl unter allen $\alpha = -3, \dots, 3$. Die Anzahl aller Slices ω in allen Abdomen-CT-Scans Ω des Samples $\underline{\Omega}$ betrug 15918 Slices in $N = 32$ Abdomen-CT's. Die Gesamtzahl aller Fehler in allen 15918 Slices unter allen α betrug 2775, also 17,43%.

Wichtungs- exponent α	Gesamt-Fehleranzahl im Sample $\underline{\Omega}$ F_α	Mittlerer relativer Fehler im Sample $\underline{\Omega}$ $E_\alpha^* \text{ [%]}$	Alpha-Fehleranteil am Gesamtfehler im Sample $\underline{\Omega}$ $R(\alpha) \text{ [%]}$
$\alpha = -3$	1492	9,4	54
$\alpha = -2$	824	5,2	30
$\alpha = -1$	170	1,1	6
$\alpha = 0$	75	0,5	3
$\alpha = 1$	66	0,4	2
$\alpha = 2$	70	0,4	3
$\alpha = 3$	78	0,5	3

Tabelle 55 - Übersicht anatomischer Bewertungen aller Fehlertypen für das Dreikomponentenphantom bei Wichtungsexponenten $\alpha = -2$ und $\alpha = 1$. Für jeden Slice ω mit $d(\omega, W_\alpha(\omega)^*) = 1$ wurden $W_\alpha(\omega)^*$ für $\alpha = -2$ und $\alpha = 1$ nebeneinander dargestellt. Quasi-Segmentierungsergebnisse $W_\alpha(\omega)^*$ werden als „Typ 0“ bezeichnet, wenn $d(\omega, W_\alpha(\omega)^*) = 0$

$W_\alpha(\omega)^*$ für $\alpha = -2$, CT-Slice ω	Fehlertyp	$W_\alpha(\omega)^*$ für $\alpha = 1$, CT-Slice ω	Fehlertyp
 193	Typ 0	 193	Typ 1 Fettüberhang
 194	Typ 0	 194	Typ 4 Auslöschung
 196	Typ 0	 196	Typ 1 Fettüberhang

 212	Typ 4 Auslöschung	 212	Typ 0
 229	Typ 1 Fettüberhang	 229	Typ 0
 230	Typ 0	 230	Typ 1 Fettüberhang
 254	Typ 0	 254	Typ 1 Fettüberhang
 263	Typ 0	 263	Typ 4 Auslöschung
 277	Typ 0	 277	Typ 2 Muskelüberhang

	Typ 2 Muskelüberhang		Typ 1 Fettüberhang
284		284	
	Typ 2 Muskelüberhang		Typ 0
304		304	
	Typ 0		Typ 4 Auslöschung
310		310	
	Typ 2 Muskelüberhang		Typ 0
335		335	
	Typ 2 Muskelüberhang		Typ 0
348		348	
	Typ 0		Typ 2 Muskelüberhang
510		510	


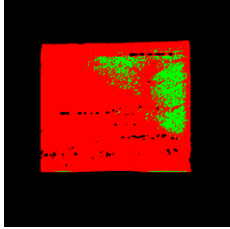
	Typ 0		Typ 2 Muskelüberhang
627		627	
GESAMT 486	6 (1,23%)	GESAMT 486	11 (2,26%)

Tabelle 56 - Anatomische Bewertung des CFES-Quasi-Segmentierungsergebnisses für $\alpha = 1$ unter Angabe der relativen Fehlerrate $D(\Omega, W(\Omega)^*)$ der CFES-Quasi-Segmentierung

Fallbezeichnung	Anatomische Bewertung des CFES-Quasi-Segmentierungsergebnisses für $\alpha = 1$		Relativer Fehler der CFES-Quasi-Segmentierung $D(\Omega, W(\Omega)^*)$
	gut:	(AK α) erfüllt	
	schlecht:	(AK α) nicht erfüllt	
LFD-1	gut		2/105 (1,9%)
LFD-2	gut		0/125(0%)
LFD-3	gut		0/95 (0%)
LFD-5	gut		5/115 (4,4%)
LFD-6	gut		1/543 (0,2%)
LFD-7	gut		1/537 (0,2%)
LFD-8	schlecht		92/464 (16,3%)
LFD-9	gut		0/102 (0%)
LFD-10	gut		1/406 (0,2%)
LFD-11	schlecht		65/589 (11,0%)
LFD-12	gut		1/576 (0,2%)
LFD-13	schlecht		84/540 (15,6%)
LFD-14	schlecht		29/571 (5,1%)
LFD-15	schlecht		39/451 (8,7%)
LFD-17	gut		0/595 (0%)
LFD-18	gut		0/613 (0%)
LFD-19	schlecht		92/431 (21,4%)
LFD-20	gut		0/670 (0%)
LFD-21	schlecht		39/601 (6,5%)
LFD-22	gut		0/610 (0%)
LFD-23	gut		0/670 (0%)
LFD-24	gut		0/535 (0%)
LFD-26	gut		0/678 (0%)
LFD-27	schlecht		38/685 (5,6%)
LFD-28	gut		0/588 (0%)
LFD-29	schlecht		45/495 (9,1%)
LFD-30	gut		27/669 (4%)
LFD-31	gut		0/499 (0%)
LFD-32	gut		0/628 (0%)
LFD-33	gut		0/593 (0%)
LFD-34	gut		0/565 (0%)
LFD-35	gut		8/574 (1,2%)

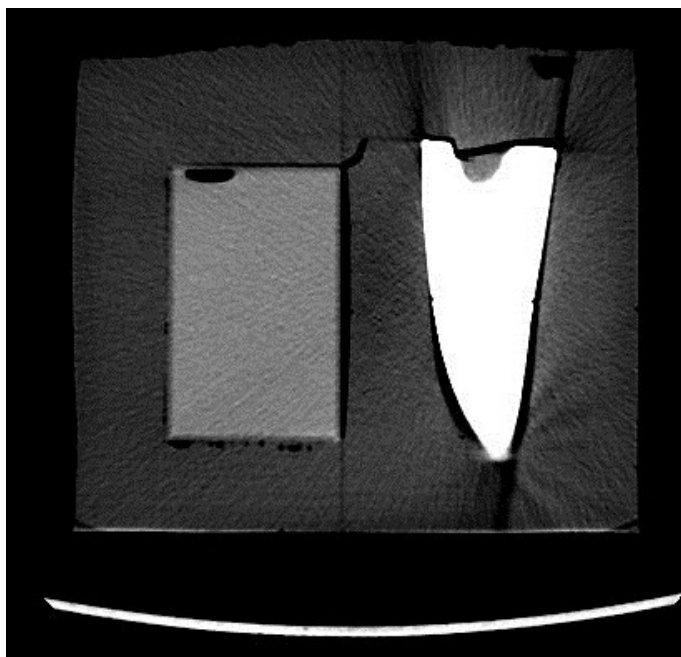


Abbildung 61 - Positivbeispiel: Dreikomponentenphantom Slice 320, mit ausgewogener Verteilung von F und M und K – Anteilen



Abbildung 62 - Positivbeispiel: Abdomen LFD 12 Slice 746, mit anatomisch plausibler Verteilung von F und M und K-Anteilen

Abbildungsverzeichnis

Abbildung 1 - Anteilige thermische Energieabgabe von lebenden Organismen	28
Abbildung 2 - Beispiele für eine Rektaltemperatur-Zeit-Kurve	35
Abbildung 3 - Wärmeübertragungsarten	36
Abbildung 4 - Finite-Elemente-Modell eines Menschen aus Mall (2000).....	38
Abbildung 5 - Anfangstemperaturfeld im FE-Modell des p.m. abkühlenden Menschen nach Mall (2000).....	38
Abbildung 6 - Systemkette zur Berechnung der Abkühlungskurve aus CT-Daten	43
Abbildung 7 - Anatomie und Fettgewebsverteilung des Bauchraums	45
Abbildung 8 - Relative Verbesserung I^{\wedge} der Standardabweichung des relativen FE-Todeszeitschätzers.....	47
Abbildung 9 - Auswahl des Untersuchungskollektivs mit Ausschlusskriterien	53
Abbildung 10 - Schema Fettmessungen in Kategorien und Übersicht der Datenauswertung .	55
Abbildung 11 - Bestimmung der Hautfaltendicke mit HOLTAIN CALIPER.....	56
Abbildung 12 - schematische Darstellung der Hautfaltenmessung mittels Caliper	57
Abbildung 13 - Grauwertbereiche einiger Gewebearten auf der Hounsfieldskala	63
Abbildung 14 - Histogrammausgabe für Dreikomponentenphantom	66
Abbildung 15 - Abgrenzungen des Abdomens für Fettsegmentierung aus CT-Schnittbildern	69
Abbildung 16 - Hypothetisches Beispiel der Grauwert-Verteilungen	71
Abbildung 17 - Arbeitsschritte der CFES-Algorithmus.....	73
Abbildung 18 - Beispiel eines Quasi-Segmentierungsergebnisses eines CT-Slice eines Leichenabdomens.....	74
Abbildung 19 - Ausschnitt Grauwert histogramm mit Kurvenanpassung für Fettquantisierung und Quasi- Segmentierung	75
Abbildung 20 - Masken für Fettdifferenzierung am Abdomen.....	85
Abbildung 21 - Beispielhaftes gemessenes Grauwert histogramm H.....	87

Abbildung 22 - Dreikomponentenphantom.....	92
Abbildung 23 - Graphische Benutzeroberfläche von Marc-Mentat®	95
Abbildung 24 - Ausschnitt des Torsobereiches des FE-Modells	98
Abbildung 25 - Gesamter Oberkörperbereich des Standard-FE-Modells mit Torso und Lokalisation des rektalen Referenzpunktes.....	98
Abbildung 26 - Übersicht der Bearbeitungsschritte für den schichtdickenorientierten (A) - und den volumenorientierten (B) FE-Modell-Individualisierungsansatz.....	106
Abbildung 27 - Gesamtansicht von $\Omega_1 = \text{LFD 6}$ im sogenannten CT-Scout	108
Abbildung 28 - Schichtdickenorientiert individualisiertes FE-Modell B1XA von $\Omega_1 = \text{LFD 6}$	108
Abbildung 29 - Schichtdickenorientierte Individualisierung: FE-Modell B1XAI von $\Omega_1 = \text{LFD 6}$	109
Abbildung 30 - Ausformung des Standard-FEM-Torsos von $\Omega_1 = \text{LFD 6}$	113
Abbildung 31 - Vollständig volumenorientiert individualisiertes Modell B2XB für $\Omega_2 = \text{LFD 33}$	114
Abbildung 32 - Erhöhung der SAT-Fettschicht im dorsalen Oberschenkel-Po-Bereich im FE-Modell B2XB	116
Abbildung 33 - Streudiagramm VAT-M (CT-VAT)	118
Abbildung 34 - Grafische Darstellung der linearen Regressionsgeraden Z-A(CT-A).....	125
Abbildung 35 - Streudiagramm Taillenumfang TI-M zu Hüftumfang Hü-M.....	128
Abbildung 36 - Streudiagramm CT-VAT(WHR)	130
Abbildung 37 - Streudiagramm KVIST-VAT(VAT-M).....	132
Abbildung 38 - Streudiagramm KVIST-VAT(CT-VAT)	132
Abbildung 39 - Links: Schnittbild 250 Phantom: U = 140 kVp mit Faltungskern „Edge“(Knochenfenster); rechts: Schnittbild 250 Phantom: U = 120 kVp mit „Standard“ Faltungskern (Weichteilfenster).....	138

Abbildung 40 - links: Schnittbild 250 Phantom: $U = 140$ kVp mit „Standard“ Faltungskern (Weichteilfenster) und „Body-large“ Filter; rechts: Schnittbild 250 Phantom: $U = 140$ kVp mit „Standard“ Faltungskern (Weichteilfenster) und „Head“ Filter	138
Abbildung 41 - Unveränderte CT - Schnittbilder ω von $\Omega = \text{LFD } 8$ (links) und $\Omega = \text{LFD } 32$ (rechts).....	145
Abbildung 42 - Globale anatomische Fehlerrate F_α nach Quasi-Segmentierung.....	146
Abbildung 43 - Spezifische globale anatomische Fehlerrate $F_{\alpha,i}$	147
Abbildung 44 - Histogramm: Spezifische Fehlerraten $D_i(\Omega, W_\alpha(\Omega)^*)$ für $\Omega = \text{LFD } 8$	147
Abbildung 45 - Spezifische anatomische Fehlerraten $D_i(\Omega, W_\alpha(\Omega)^*)$ für $\Omega = \text{LFD } 32$	148
Abbildung 46 - Variogramm des mittleren Schätzers $\mu_\omega(\tau(\omega)^*_\alpha)$	150
Abbildung 47 - Schätzer $m_{\text{SF}}(\Omega)^*_\alpha$, $m_{\text{VF}}(\Omega)^*_\alpha$ für SAT- und VAT-Massen.....	151
Abbildung 48 - Outputgröße $\tau(\omega)^*_\alpha$ des CFES-Algorithmus für $\Omega=\text{LFD } 8$, $\omega=307$ und $\Omega=\text{LFD } 32$, $\omega=719$	151
Abbildung 49 - Outputgröße $z(\omega)^*_\alpha$ des CFES-Algorithmus für $\Omega=\text{LFD } 8$, $\omega=307$ und $\Omega=\text{LFD } 32$, $\omega=719$	152
Abbildung 50 - Relativer Fehler $\text{RF}(m_X^*)$ des CFES-Schätzers	155
Abbildung 51 - Globale τ -Werte $\mu_\omega(\tau(\omega)^*_\alpha)$ für Dreikomponentenphantom.....	156
Abbildung 52 - Gemessene und simulierte Kerntemperatur-Zeit-Kurve für $A_1 = 67$	163
Abbildung 53 - gemessene und simulierte Kerntemperatur-Zeit-Kurve für $A_2 = 52$	165
Abbildung 54 - FE-Modell B10: Darstellung der Elemente mit $37,2^\circ\text{C}$ Kerntemperatur	196
Abbildung 55 - Standard-FE-Modell B10: Sagittalschnitt mit Darstellungen aller Gewebe oberhalb des Beckens	196
Abbildung 56 - Messstrecken Muskel- und Fettschichtdicken der Referenzschnittbilder in $\Omega_2 = \text{LFD } 33$	197
Abbildung 57 - Markierung der Messpunkte für die Erfassung der Muskel- und subkutanen Fettschichtdicken.....	198

Abbildung 58 - Variogramm mit Ordnungsparameterwert $\alpha = 3$ der CFES-Schätzungen $mSF(\Omega)*\alpha$	207
Abbildung 59 - Variogramm mit Ordnungsparameterwert $\alpha = 3$ der CFES-Schätzungen $mVF(\Omega)*\alpha$	207
Abbildung 60 - Boxplots mit gruppenspezifischen Ausreißern und Extremwerten	209
Abbildung 61 - Positivbeispiel: Dreikomponentenphantom Slice 320	214
Abbildung 62 - Positivbeispiel: Abdomen LFD 12 Slice 746	214

Tabellenverzeichnis

Tabelle 1 - Thermodynamische Kenngrößen	36
Tabelle 2 - Gewichtsanteile einzelner Elemente des Fettgewebes	46
Tabelle 3 - Übersicht über Massendichteangaben von Fettgewebe in der Literatur	46
Tabelle 4 - Übersicht des gesamten Leichenkollektivs	54
Tabelle 5 - Übersicht aller klassisch-anthropometrischer Messungen	58
Tabelle 6 - Messgrößen zur Fettquantifizierung: Statistische Auswertung	60
Tabelle 7 - Übersicht ausgewählter CT-Parameter am Beispiel des Dreikomponentenphantoms	65
Tabelle 8 - Ausschnitt aus Global-Log-File mit Angabe der Input-Parameter	90
Tabelle 9 - Charakteristika des Dreikomponentenphantoms	91
Tabelle 10 - Thermische Eigenschaften Dichte ρ , spezifische Wärmekapazität C , Wärmeleitfähigkeit κ , Emissivität ϵ menschlicher Gewebe	91
Tabelle 11 - Zusammensetzung, Massen und Volumen der Bestandteile des Dreikomponentenphantoms	91
Tabelle 12 - Zuordnung der Vergleichspaare aus dem Münchener Kollektiv und dem anthropometrischen Leichenkollektiv des IRM	94
Tabelle 13 - Inputwerte und Ergebnis der Konvektionsberechnung des Dreikomponentenphantoms	96
Tabelle 14 - Fett und Muskelgewebecharakteristika für Modellbildung	99
Tabelle 15 - Gewebearten des FEM Abdomens und deren prozentuale Muskel- und Fettgewebsanteile	100
Tabelle 16 - Mittelwerte lokaler Muskel- und subkutaner Fettschichtdicken in den CT-Scans $\Omega_1 = \text{LFD 6}$ und $\Omega_2 = \text{LFD33}$	103
Tabelle 17 - Schätzungen der Volumen $V_{F,i}$, $V_{M,i}$, $V_{K,i}$ und Massen $m_{F,i}$, $m_{M,i}$, $m_{K,i}$ der Gewebetypen	105
Tabelle 18 - Höhenmesswerte von $\Omega_1 = \text{LFD 6}$ an Referenzpunkten aus	110

Tabelle 19 - Ergebnisse für Massen, Volumen und SAT/VAT-Quotient der schichtdickenorientierten FE-Modelle	111
Tabelle 20 - Übersicht Volumen und Massen $m_{SF,i}$, $m_{VF,i}$, $m_{F,i}$, $m_{M,i}$, $m_{K,i}$, m_i und Volumen $V_{F,i}$, $V_{M,i}$, $V_{K,i}$, V_i von $\Omega_1 = \text{LFD 6}$ und $\Omega_1 = \text{LFD 33}$	112
Tabelle 21 - Ergebnisse der CFES-Quasi-Segmentierung für Massen und Volumen	116
Tabelle 22 - Übersicht der Ausreißer und Extremwerte nach Geschlecht	118
Tabelle 23 - Normalverteilungstest nach Kolmogorow-Smirnov und nach Shapiro-Wilk für Fettquantisierungsvariablen	120
Tabelle 24 - t-Test und Kruskal-Wallis-Test.....	121
Tabelle 25 - Vergleich zwischen Caliper-, Zollstock- und CT-basierter Messungen der subkutanen Fettschicht	123
Tabelle 26 - Lineare Regression $Y(X)$ zwischen den Ergebnissen Y und X je zwei verschiedener Messmethoden für dieselbe Fett-Kenngröße	125
Tabelle 27 - Lineare Regression der CT-gestützten Fett-Massenschätzer CT-SAT und CT-VAT.....	127
Tabelle 28 - Liste der CT-Scans Ω mit Parametern	129
Tabelle 29 - VAT Schätzer für KVIST-Formel 1 (männlich: schwarz) oder 2 (weiblich: rot)	131
Tabelle 30 - Vergleich der beiden Messmethoden VAT-M und CT-VAT	133
Tabelle 31 - CFES-Ergebnis als Funktion der CT-Parameter Röhrenspannung U , Röhrenstrom Q_{CT} , Filter, Faltungskern	136
Tabelle 32 - Übersicht am Dreikomponentenphantom getesteter CT-Parameter	137
Tabelle 33 - CFES-Ergebnisse z^* , τ -Wert-Schätzers* und Erwartungswerte E_F^* , E_M^* für Fett- und Muskelmaxima im Grauerthistogramm.....	139
Tabelle 34 - Fehlertypen für den anatomisch-qualitativen Bewertungsansatz der CFES-Quasi-Segmentierung.....	141
Tabelle 35 - Fälle, die vom Kriterium (AK1) ($\alpha = 1$) bei der CFES-Quasi-Segmentierung des Abdomens nicht ausgeschlossen wurden	143

Tabelle 36 - Mittelwert $\mu_{\omega}(\tau(\omega)^*_{\alpha})$ der τ -Schätzer $\tau(\omega)^*_{\alpha}$ für alle Abdomenschnittbilder	149
Tabelle 37 - Deskriptive Statistik der CFES-Schätzer	154
Tabelle 38 - Übersicht der CFES-Schätzung	155
Tabelle 39 - Vergleich der $\tau(\omega)^*_{\alpha}$ - Werte	158
Tabelle 40 - Konvektionskoeffizienten h_{FKonv} der Stahlwanne	161
Tabelle 41 - Kerntemperaturmessung an $A_1 = 67$ FE-berechnete Temperatur-Zeitkurven $T(t)$ für Knoten N 1517.....	162
Tabelle 42 - Kerntemperaturmessung an $A_2 = 52$, FE-berechnete Temperatur-Zeit Kurven $T(t)$ für Knoten N 1517.....	164
Tabelle 43 - Zeitliche Abweichung Δt_n bei Erreichen der Temperaturschwellen T_n der FEM-Simulationen bezogen auf die gemessene Kerntemperaturkurve $T_M(t)$ von $A_1 = 67$	166
Tabelle 44 - Zeitliche Abweichung Δt_n bei Erreichen der Temperaturschwellen T_n der FEM-Simulationen bezogen auf die gemessene Kerntemperaturkurve $T_M(t)$ von $A_2 = 52$	167
Tabelle 45 - Physikalische Parameter der im Standard-FE-Modell.....	197
Tabelle 46 - Geometrischer Abgleich von Höhen- und Breitenmaßen des schichtdickenorientierten individualisierten FE-Modells B2XA.....	198
Tabelle 47 - Volumen und Massen von Fett F und Muskel/Bindegewebe M des Abdomenbereiches	199
Tabelle 48 - Volumen und Massen von Fett F und Muskel/Bindegewebe M des Abdomenbereiches im skalierten Standard-FEM B20 von $\Omega 2 = \text{LFD 33 nach Mall (2000)}$ 200	
Tabelle 49 - Übersicht der erhobenen Messdaten an den Leichen des Untersuchungskollektivs	201
Tabelle 50 - Ergebnisse $T(t)$ der FE-Simulationen mit den Einkomponenten-Modellen B20A	204
Tabelle 51 - Deskriptive Statistik des CFES-Schätzers $m_{SF}(\Omega)^*_{\alpha}$ der SAT-Masse $m_{SF}(\Omega)$ für alle Abdomen Ω	204
Tabelle 52 - Deskriptive Statistik des CFES-Schätzers $m_{VF}(\Omega)^*_{\alpha}$ der VAT -Masse $m_{VF}(\Omega)$ für alle Abdomen Ω	206

Tabelle 53 - Referenzwerte WHR Waist-to-Hip Ratio	209
Tabelle 54 - Anatomische Fehler in CFES-Quasi-Segmentierung aller N = 32 Abdomen ...	210
Tabelle 55 - Übersicht anatomischer Bewertungen aller Fehlertypen für das Dreikomponentenphantom	210
Tabelle 56 - Anatomische Bewertung des CFES-Quasi-Segmentierungsergebnisses für $\alpha = 1$	213

Danksagung

An dieser Stelle möchte ich mich ausdrücklich für die gute wissenschaftliche Betreuung und Beratung von Frau Prof. Dr. Gita Mall bedanken. Insbesondere für das Vertrauen mir eines ihrer wissenschaftlichen Kernthemen für meine Dissertation zu überlassen. Die tiefgreifende mathematische Unterstützung von Dr. Michael Hubig während der gesamten Arbeitsphase gilt es hervorzuheben. Vielen Dank für die verständliche Darbietung der höheren Mathematik sowie die Geduld mir gegenüber. Herr Dr. Holger Muggenthaler trug maßgeblich zu meinem Grundverständnis von FE-Simulationen bei und unterstützte mich bei der praktischen Umsetzung. Der freundliche Umgang und die Unterstützung aller Mitarbeiter des Instituts für Rechtsmedizin halfen mir bei der Bewältigung der Arbeitsaufgaben. Rückschläge wurden immer innerhalb der Arbeitsgruppe durch motivierende Unterstützung ausgeglichen.

Ein großer Dank geht ebenfalls an Frau Antje Kubin, welche in zahlreichen Nachtschichten am CT zum Gelingen der Aufnahmen beigetragen hat.

Meine Familie hat mich nicht nur im Rahmen der Promotion stets unterstützt sondern mir jahrelang die Möglichkeit gegeben ohne äußere Nöte wissenschaftlich arbeiten zu können. Meiner Frau Christina danke ich für ihre moralische und geistige Unterstützung sowie ihre Geduld.

Publikationen und Präsentationen

Publikationen

A. Heinrich, F. Güttler, S. Wendt, **S. Schenkl**, M. Hubig, R. Wagner, G. Mall, U. Teichgräber: Forensic Odontology: Automatic Identification of Persons Comparing Antemortem and Postmortem Panoramic Radiographs using Computer Vision. Fortschritte auf dem Gebiet der Röntgenstrahlen und der bildgebenden Verfahren (Röfo) 190 (12):1152-1158, 2018.

H. Muggenthaler, M. Hubig, **S. Schenkl**, G. Mall: Temperature-based death time estimation in near equilibrium: Asymptotic confidence interval estimation. Forensic Science International 290 (9): 189-195, 2018.

M. Hubig, **S. Schenkl**, H. Muggenthaler, F. Güttler, A. Heinrich, U. Teichgräber, G. Mall: Fully automatic CT-histogram-based fat estimation in dead bodies. Int. J. Legal Medicine 132(2):563-577, 2018.

M. Weiser, B. Erdmann, **S. Schenkl**, H. Muggenthaler, M. Hubig, G. Mall, S. Zachow: Uncertainty in Temperature-Based Determination of Time of Death. Heat and Mass Transfer 54 (9): 2815-2826, 2018.

S. Schenkl, H. Muggenthaler, M. Hubig, B. Erdmann, M. Weiser, S. Zachow, A. Heinrich, F. Güttler, U. Teichgräber, G. Mall, Automatic CT based Finite Element Model Generation for Temperature based Death Time Estimation: Feasibility Study and Sensitivity Analysis. Int. J. Legal Medicine 131 (3): 699-712, 2017.

S. Schenkl, H. Muggenthaler, M. Hubig, G. Mall: Do multiple temperature measurements improve temperature-based death time estimation? The information degradation inequality. International Journal of Legal Medicine 130 (5): 1243–1251, 2016.

F. Schirmer, H. Muggenthaler, M. Hubig, **S. Schenkl**, M. Koch, R. Blickhan, G. Mall: Biomechanical assessment of the injury risk of stomping, International Journal of Legal Medicine 130 (3): 827-834, 2016.

Vorträge

Schenkl S: case report: “Praktische Erfahrungen mit der Darstellung und der Veränderlichkeit des menschlichen Ohres am Beispiel von ausgewählten Fahreridentitätsgutachten”: AGIB-Tagung; München, 2018.

Vorlesungen

Vorlesungsreihe Rechtsmedizin für Juristen im Sommersemester 2017 und 2018 – Vorlesungsthema: „Identifikation“.

Eigenständigkeitserklärung

Hiermit erkläre ich, dass mir die Promotionsordnung der Biowissenschaftlichen Fakultät der Friedrich-Schiller-Universität Jena bekannt ist und ich die vorliegende Dissertation selbst angefertigt habe. Dabei wurden keinerlei Textabschnitte Dritter oder eigener Prüfungsarbeiten ohne deren Kennzeichnung übernommen und keinerlei Hilfsmittel oder persönliche Mitteilungen ohne Angabe deren Quellen benutzt. Die Hilfe von Promotionsberatern oder Dritter, welche mittelbar oder unmittelbar geldwerte Leistungen für Arbeiten erhielten, die im Zusammenhang mit dem Inhalt der vorliegenden Dissertation stehen, wurde nicht in Anspruch genommen. Die vorliegende Dissertation ist zuvor nicht bereits als Prüfungsarbeit für eine staatliche oder andere wissenschaftliche Prüfung eingereicht worden. Ich versichere bisher keinerlei Dissertationen an einer Hochschule eingereicht zu haben.

Dr. Michael Hubig von der Arbeitsgruppe Biomechanik des Instituts für Rechtsmedizin Jena, hat die vorliegende Arbeit durch Programmierarbeit am CFES-Algorithmus in IDL unterstützt.

Jena,

Sebastian Schenkl